

Aus dem Zentrum für Operative Medizin
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg
Klinik für Unfall-, Wiederherstellungs- und Handchirurgie
Direktor: Prof. Dr. Steffen Ruchholtz

in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH,
Standort Marburg

**Tibiale Fixation des Patellarsehnentransplantates
(BPTB) zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes in der
Cross-Pin Technik mit biointegrablen CB-Pins**

- Eine biomechanische in-vitro-Studie an porcinen Testpräparaten-

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Medizin

dem Fachbereich Medizin

der Philipps-Universität Marburg vorgelegt von

Daniel Jorda

aus Solingen

Marburg, 2008

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der
Philipps-Universität Marburg am 6.3.2008
gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. M. Rothmund

Referent: Prof. Dr. L. Gotzen

Gutachterliche Betreuung:
Prof. Dr. S. Ruchholtz

Korreferent: Prof. Dr. S. Fuchs-Winkelmann

1. Einleitung

1.1. Einführung in die Thematik	3
1.2. Das Bone-Patellar Tendon-Bone-Transplantat zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes	5
1.3. Die Interferenzschraubenfixation des BPTB-Transplantates	7
1.4. Die Cross-Pin Fixation des BPTB-Transplantates	8
1.5. Problemdarstellung	9
1.6. Zielsetzung der Arbeit	10

2. CB-Pins, Testpräparate, Test- und Messvorrichtungen

2.1. CB-Pins	12
2.2. Porcine Testpräparate	13
2.3. Zielinstrument für die Transplantattunnel- und Pinkanalanlage	14
2.4. Universalprüfmaschine und Einspannvorrichtung für die Testpräparate	15
2.5. Statische Datenauswertung	16

3. Biomechanische Untersuchungen

3.1. Zugfestigkeit und Steifigkeit des porcinen BPTB-Transplantates unter ansteigender maximaler Zugbelastung	17
3.1.1 Material und Methoden	17
3.1.2 Ergebnisse	18
3.2. Bruchfestigkeit und Steifigkeit der CB-Pins unter isolierter Druckbelastung in der Cross-Pin Technik in Abhängigkeit vom Längenverhältnis beidseits des tibialen Transplantattunnels	20
3.2.1 Material und Methoden	20
3.2.2 Ergebnisse	22
3.3. Maximale Versagenslast und Versagensmodus der BPTB-Transplantat-Tibia-Konstrukte	27
3.3.1 Material und Methoden	27
3.3.2 Ergebnisse	29
3.4. Bewegungsverhalten des tibialen Transplantatblockes im tibialen Transplantattunnel unter submaximaler, zyklischer Zugbelastung	33
3.4.1 Material und Methoden	33
3.4.2 Ergebnisse	35

3.5 Maximale Versagenslast der BPTB-Transplantat-Tibia-Konstrukte nach der zyklischen, submaximalen Vorbelastung	37
3.5.1 Material und Methoden	37
3.5.2 Ergebnisse	38
4. Diskussion	
4.1 Diskussion des Versuchsmodells, der verwendeten Materialien und der Methodik	39
4.2 Diskussion der Ergebnisse im Vergleich mit der Interferenzschraubenfixation und biomechanischen Untersuchungen in der Cross-Pin Technik mit dem BPTB-Transplantat	43
4.3 Abschließende Beurteilung	48
5. Zusammenfassung	49
6. Literaturverzeichnis	51
7. Abkürzungsverzeichnis	61
8. Abbildungsverzeichnis	62
9. Curriculum vitae	63
10. Verzeichnis der akademischen Lehrer	65
11. Danksagung	66
12. Ehrenwörtliche Erklärung	68
13. Publikationen	68

1.1 Einführung in die Thematik

Aufgrund seiner Exponiertheit und der begrenzten Muskelsicherung ist das Knie das am häufigsten verletzte Gelenk des menschlichen Körpers (Fink et al. 1994). Der Anteil der vorderen Kreuzbandverletzung an den dokumentierten Knie Traumata wird mit bis zu einem Drittel angegeben (Schäfer und Hempfling 1995, Hanna et al. 2000).

Die sportliche Aktivität bei Mannschafts-, aber auch Einzelsportarten im Profi- und Freizeitsport, ist in einer Vielzahl der Fälle für die Kreuzbandverletzung verantwortlich. Aufgrund der erheblichen Kräfte, die vor allem während Akzelerations- und Dezelerationsbewegungen bei einem Nicht-Kontakt Ereignis auf das Kniegelenk einwirken, kann es zu Verletzungen des vorderen Kreuzbandes kommen (Noyes et al. 1983; Griffin L.Y. et al. 2000). Die Beeinträchtigung der Integrität des vorderen Kreuzbandes durch direkte und indirekte Krafteinwirkung wird überwiegend im Sinne eines Innenrotations-, eines Valgus-Außenrotations- oder eines Hyperextensionstraumas beschrieben (Noyes et al. 1983, Jarvinen et al. 1994).

Die Kreuzbänder werden als Zentralfreiber des Kniegelenkes bezeichnet, und haben nach dem von Burmester 1888 beschriebenen System aus einer überschlagenen Viergelenkkette in der Sagittalebene, die Aufgabe der Begrenzung und Stabilisierung in der Extension, sowie die Verhinderung der Subluxation der Tibia nach vorne (Menschik 1974). Das vordere Kreuzband setzt sich anatomisch aus mehreren Faserbündeln zusammen, die abhängig vom Bewegungszustand des Kniegelenkes parallel oder torquiert verlaufen. Die Faserbündel nehmen die Kraft dabei in unterschiedlichem Ausmaß auf. Über Mechanorezeptoren am vorderen Kreuzband werden propriozeptive Fähigkeiten erlangt, die über einen neurophysiologischen Feedback-Mechanismus den Bewegungsablauf steuern und die Kniestabilität additiv unterstützen.

Die Insuffizienz oder Ruptur des vorderen Kreuzbandes kann folglich zu einer Bewegungsinstabilität (*giving away*) des Kniegelenkes führen, mit vermehrter Belastung und möglicher sekundärer Verletzung der Gelenkkapsel, des Gelenkknorpels, der Kollaterallbänder, des hinteren Kreuzbandes und der Menisken. Nachfolgende degenerative und arthrotische Prozesse an Kniegelenkstrukturen konnten in Tierversuchen beobachtet (Bohr et al. 1976), sowie in klinischen Studien an nicht operativ versorgten vorderen Kreuzbandverletzungen durch entsprechende radiologische Veränderungen an Knorpel und Knochensubstanz in Verlaufsstudien bestätigt werden (Marshall et al 1971, Jacobsen et al. 1977, Noyes et al 1983, Hawkins et al 1986).

Auf Grund der überwiegend unbefriedigenden Langzeitergebnisse von einer nicht operativ behandelten Kreuzbandverletzung mit klinischer Symptomatik bezüglich der post-

traumatischen Stabilität des Knies (McDaniel und Dameron 1980, Hawkins et al. 1986) wird heutzutage je nach Alter, Aktivitätsgrad und körperlicher Belastung in der Mehrzahl der Fälle eine operative Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes der konservativen Behandlung vorgezogen. Die Langzeitergebnisse von Patienten nach einer Kreuzbandrekonstruktion werden erfolgreicher beschrieben, als die der Patienten ohne operative Rekonstruktion (Clancy et al. 1988). Allerdings werden auch nach einer operativen Versorgung sekundäre Veränderungen der Kniegelenkstrukturen, wie eingeschränkte Beweglichkeit, Instabilität und Schmerzen beobachtet (Gillquist und Messner 1995, Ruiz et al. 2002).

In den letzten Jahren wurde eine Steigerung an Operationen des vorderen Kreuzbandes beobachtet, deren Gründe sich vielschichtig darstellen. Zum einen hat die Zahl der diagnostischen VKB-Rupturen durch verbesserte Primärdiagnostik zugenommen, zum anderen wird eine Zunahme an sportspezifischen Verletzungen beobachtet. Weiterhin sorgte eine Verbreitung von arthroskopischen Operationstechniken in den letzten 15 Jahren für einen Aufschwung in der Kreuzbandchirurgie (Pässler und Höher et al. 2004).

Als operatives Verfahren konnte die vollständige Resektion des verletzten Kreuzbandes und die primäre transossäre Kreuzbandnaht nicht überzeugen. Es wurden progressive Instabilitäten und postoperativ rezidivierende Insuffizienzen beschrieben (Lobbenhoffer und Tschernke 1993, Seiler et al. 1996, Grontvedt et al. 1996). Die Versorgung mit einem synthetischen Bandersatz (*Dacron*, *Gore-Tex*, *Leeds-Keio-Band*) oder der Einsatz eines Augmentationsbandes (*LAD*, *Ligament Augmentation Device*) werden aufgrund ungenügender biomechanischer Stabilität, starkem Abrieb, vorzeitiger Ermüdung sowie einer möglichen Fremdkörperreaktion nicht mehr in Betracht gezogen (Glousman et al. 1988, Gillquist et al. 1993, Dandy et al. 1994, Grontvedt et al. 1996).

Die operative und anatomische Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit autologen und freien Sehnentransplantaten stellt heutzutage den etablierten Standard dar, und ist nach Weiler die zurzeit am häufigsten durchgeführte bandplastische Operation am Bewegungsapparat (Weiler et al. 2002).

1.1 Das Bone-Patellar Tendon-Bone Transplantat zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes

Zu Beginn des Jahrhunderts in den Anfängen der Kreuzbandchirurgie beschrieb Zur Verth 1933 wahrscheinlich als erster die Nutzung der Patellarsehne zur Behandlung von instabilen Kniegelenken nach einer Kreuzbandinsuffizienz. Campbell griff 1939 dieses Vorhaben auf, wobei er die distale Insertion der Sehne erhielt, unter der Vorstellung über die erhaltene Vaskularisation eine Einheilung der Sehnenstruktur zu verbessern. Später in den beginnenden sechziger und siebziger Jahren, wurden Teile der Patellarsehne zum Kreuzbandersatz weiterhin als gestieltes Transplantat eingesetzt (Brückner 1966, Eriksson 1976, Lam 1968). Jones arbeitete 1963 erstmals mit dem ipsilateralen und mittlerem Drittel der Patellarsehne und führte den Weg von Campbell weiter (Jones KG 1963 und 1970).

Die Entnahme von Knochenblöcken stellte dabei nach Arbeiten von Alm und Mitarbeitern in der Folgezeit einen wichtigen Schritt in der Entwicklung und Verwendung des Patellarsehnentransplantates zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes dar (Alm et al. 1973). So wurden in den frühen achtziger Jahren und bis heute anhaltend, Anteile des Patellarsehnenstreifens aus mittlerem, medialem oder lateralem Drittel, mit den jeweils anhängenden Knochenblöcken neben der Verwendung von Sehnen des Pes anserinus, als Hamstrings bezeichnete Sehnen des M. Semitendinosus und M. Gracilis, sowie des zentralen Anteils aus der Quadrizepssehne, als freies Transplantat favorisiert (Höher et al. 1998, Attmanspacher et al. 1999, Fu et al. 1999, Brand et al. 2000, Adam et al. 2001, Scheffler et al. 2002, Weiler et al. 2002).

Die Reißfestigkeit des humanen Bone-Patellar Tendon-Bone-Transplantates (*BPTB-Transplantat*) variiert abhängig von der getesteten Sehnenbreite (8 bis 11 mm) zwischen Messwerten von 1437 bis 3160 Newton, und liegt damit über der maximalen Reißfestigkeit des nativen vorderen Kreuzbandes, die mit 734 bis 2160 Newton beschrieben wird (Noyes und Grood 1976, Noyes et al. 1984, Woo et al. 1991, Cooper et al. 1993, Stäubli et al. 1996, Schatzmann et al. 1998).

Nach der erfolgreichen Transplantation und Verankerung werden an Sehnenpräparaten vielfältige biologische Reaktionen und Veränderungen beobachtet. Durch eine akut einsetzende Entzündungsreaktion über zellvermittelte Mediatoren mit einhergehender partieller Nekrose sowie einer nachfolgenden Revaskularisation wird ein als Remodeling bezeichneter Prozess aus Zellproliferation und Restrukturierung der Kollagenfasern beschrieben (Fu et al. 1999). Die Reißfestigkeit der Sehnenstruktur bleibt nach der Transplantation erhalten, verringert sich aber kontinuierlich bis die Restrukturierung abgeschlossen ist. Nach 6 bis 12 Monaten wird eine kollagene Struktur vergleichbar mit der

des nativen vorderen Kreuzbandes beschrieben (Amiel et al. 1986), bei der 60 – 80 % der initialen Reißfestigkeit wiedererlangt werden (Clancy et al. 1981).

Da die Reißfestigkeit der Sehnenstruktur in den ersten 4-6 Wochen auch unter den Bedingungen der Avaskularität noch deutlich über der bisher möglichen Fixationsfestigkeit liegt, stellt die primäre ossäre Integration des Kreuzbandersatzes einen wichtigen Faktor für das Langzeitüberleben der gesamten Rekonstruktion dar (Rupp et al. 2000).

Die Verankerung des BPTB-Transplantates erfolgt über die jeweils anhängenden Knochenblöcke, die aus der Tuberositas tibiae und der Patella entstammen. Die Einheilung der Transplantatblöcke durch direkten Knochen-zu-Knochen Kontakt wird nach Studienlage bereits nach 4-6 Wochen beobachtet, wobei man davon ausgeht, dass die Bandinsertion am Knochenblock nahezu erhalten bleibt und für eine Insertionsanatomie vergleichbar mit der des intakten vorderen Kreuzbandes sorgen kann (Papageorgiou et al. 2001, Tomita et al. 2001).

Die komplexen Zusammenhänge und Abläufe der nicht nur knöchernen, sondern auch ligamentären Einheilungsprozesse des Patellarsehnentransplantates in den proximalen Anteilen der tibialen und femoralen Knochenkanäle, sind trotz umfangreicher Studien an Tiermodellen und Patientenstudien im letzten Jahrzehnt allerdings noch nicht vollständig geklärt (Jackson et al 1993, Schiavone et al. 1993, Grana et al. 1994, Yoshiya et al. 2000, Ishibashi et al. 2001, Papageorgiou et al. 2001).

Die zügige Integration der Knochenblöcke stellt folglich einen wesentlichen Vorteil des BPTB-Transplantates im Vergleich zu den reinen Sehnentransplantaten ohne anhängende Knochenblöcke dar, welche über die Ausbildung von Zwischenschichten im Knochentunnel eine verzögerte Bandeinheilung erreichen, die als weniger stabil beschrieben wird (Tomita et al 2001, Papageorgiou et al. 2001, Weiler et al. 2002)

1.2 Die Interferenzschraubenfixation des BPTB-Transplantates

Mit dem heutigen Ziel durch eine funktionelle und forcierte Rehabilitation in der postoperativen Frühphase die Muskelmasse zu erhalten und eine Arthrofibrose zu verhindern, stellt die suffiziente Transplantatverankerung die Voraussetzung dar, um eine ausreichende mechanische Stabilität zu erzielen, bis die sichere biologische Einheilung abgeschlossen ist. Entscheidend für die Primärstabilität der Kreuzbandersatzrekonstruktion mit dem BPTB-Transplantat ist die stabile Verankerung der tibialen und femoralen Knochenblöcke in der Knochenspongiosa.

In jüngster Vergangenheit am häufigsten und intensivsten untersucht und klinisch durchgeführt ist die Verankerung des Bone-Patellar Tendon-Bone-Transplantates über Interferenzschrauben.

Die Interferenzschraubentechnik wurde von Lambert 1983 erstmals beschrieben und von Kurosaka 1987 in einer vergleichenden Studie biomechanisch getestet. Seitdem wird sie von vielen Autoren und Kreuzbandchirurgen als „Gold-Standard“ für die Verankerung des Patellarsehnentransplantates betrachtet. Die maximale ermittelte Versagenskraft in biomechanischen Studien wird mit Messwerten von 235 ± 124 Newton bis $845,8 \pm 188,5$ Newton angegeben (Lambert 1983, Kurosaka et al. 1987, Brand et al. 2000).

Über die Kompression der Knochenblöcke durch die Interferenzschrauben an die tibiale und femorale Bohrkanalwand kann eine direkte und schnelle Einheilung ermöglicht werden. In den letzten Jahren wurden die initial aus Metall hergestellten Schrauben zunehmend abgelöst von biodegradierbaren Interferenzschrauben auf der Basis aliphatischer Polyesterverbindungen, wie Polyglykolid und Polylaktid (*PGA und PLA*). Als großer Vorteil stellte sich mit dem Einzug der Magnetresonanz-Technologie in der bildgebenden Diagnostik die postoperative und störungsfreie Kontrolle dar, sowie die geringere Transplantattraumatisierung und die nicht mehr notwendige Metallentfernungsoperation.

Biomechanische Untersuchungen konnten zeigen, dass die Verankerungsfestigkeit und Steifigkeit von biodegradierbaren Interferenzschrauben mit Metallschrauben vergleichbar sind (Caborn et al. 1997, Seil et al. 1998, Weiler et al. 1998, Kousa et al. 2001). Allerdings wird von Nachteilen, wie das Entstehen von lokalen und entzündlichen Fremdkörperreaktionen mit resultierenden Osteolysen und Synovialitiden, intraartikulären Dislokationen und Schraubenbrüchen beim Eindrehen in die Spongiosakanäle berichtet (Werner et al 2002, Shafer et al 2002, Macdonals et al. 2003,). Nicht vollständig geklärte Fragen über die Biokompatibilität und Degradation der Schrauben lassen trotz der positiven Ergebnisse weiterhin Raum für Verbesserungen (Boestmann et al. 1991 und 1992,

Tegnander et al. 1994, Bergsma et al. 1995, Stähelin et al. 1997, Weiler et al 1998 und 2000).

1.3 Die Cross-Pin Fixation des BPTB-Transplantates

Eine interessante Alternative zur Interferenzschraubenfixation des BPTB-Transplantates stellt die so genannte Cross-Pin Fixation dar. Es handelt sich um eine operativ noch wenig verbreitete und biomechanisch untersuchte Verankerungsmethode. Initial wurde die Verankerungstechnik (*TransfixTM-System, Arthrex, Medizinische Instrumente GmbH Karlsfeld; Bone Mulch ScrewTM-System, Arthrotek Biomet Inc., Ontario*) für die reinen Sehnen transplantate ohne anhängenden Knochenblock vorgestellt, um biomechanische Nachteile der bisher etablierten Verankerungsmöglichkeiten zu reduzieren (Clark et al. 1998, Brandt et al. 2000). Das Fixationselement stellt dabei einen bis zu 50 mm langen und im Durchmesser von 2 bis 3,5 mm starken Stift (*Pin*) ohne Schraubengewinde dar. Dieser wird ohne Kompressionen der Transplantatstrukturen rechtwinklig zum Transplantat angelegt. Die Cross-Pin Verankerung kann wahlweise mit metallischen und biodegradierbaren Elementen durchgeführt werden.

Ein weiteres verfügbares System von Mitek® (*RigidFixTM, Mitek®-Devision, Norderstedt, Deutschland*) stellt eine speziell für das BPTB-Transplantat entwickelte Verankerungstechnik dar. Im Unterschied zum *TransfixTM*-System werden hier zwei Fixationselemente parallel verlaufend durch den Knochenblock des Transplantates eingebracht. Das System kann entweder auf der femoralen, der tibialen oder auch auf beiden Seiten des BPTB-Transplantates verwendet werden.

In einer ersten klinischen Arbeit mit diesem verwendeten Instrumentarium mit zwei 2,7 mm PLA-Pins (*Mitek®- Devision, Norderstedt, Deutschland*), sowie einer weiteren klinischen Follow-up Studie wurde die Cross-Pin Fixation des BPTB-Transplantates mit guten Ergebnissen vorgestellt (Laprell und Stein 2001, Mahirogullari et al. 2006).

Bisher publiziert sind weiterhin drei biomechanische in-vitro Studien einer Arbeitsgruppe zur Cross-Pin Fixation des BPTB-Transplantates, in denen die femorale Transcross-Fixation mit zwei biodegradierbaren PLA-Pins (*RigidFix, Mitek®- Devision, Norderstedt, Deutschland*) und einem Smart Pin in verschiedenen Größen (*Linvatec Biomaterials, Tampere Finnland*) untersucht wurde (Weimann et al. 2003, Zantop et al. 2004 und 2005). Die Ergebnisse der maximalen Versagenskräfte waren vergleichbar mit der Verankerung über Interferenzschrauben.

2. Problemdarstellung

Die Verankerung von autologen Kreuzbandersatz-Transplantaten zählt zu den biomechanischen Schwachpunkten einer erfolgreichen Knie-Bandoperation. Die ideale Verankerungs- und Transplantatrekonstruktionstechnik ist bislang noch nicht gefunden.

Die sog. Cross-Pin Fixation des Bone-Patellar Tendon-Bone Transplantates stellt dabei eine Alternative zu der bisher von vielen Autoren als „Gold-Standard“ beschriebenen Interferenzschraubenverankerung dar. Sie wurde bislang nur in wenigen klinischen und in einigen experimentellen Untersuchungen mit vergleichbar guten bis höherwertigen biomechanischen Haltekräften vorgestellt (Laprell und Stein 2001, Weimann et al. 2003, Zantop et al. 2004 und 2005, Mahirogullari et al. 2006).

Aufgrund der heutzutage durchgeführten forcierten Rehabilitation im postoperativen Verlauf, welche sowohl muskuläres Aufbautraining als auch koordinatives Training im vollem Bewegungsumfang impliziert, wurde die Cross-Pin Technik aufgrund der hohen Verankerungsfestigkeit in meiner Arbeit als Grundlagenmethode für die Fixierung des BPTB-Transplantates ausgewählt. Verglichen wurden drei experimentell erarbeitete Methoden zur Verankerung des tibialen Knochenblockes mit den CB-Pins als Fixationselement in der Cross-Pin Technik.

Die in dieser Arbeit im folgendem dargestellten Verankerungstechniken werden einer entsprechenden Nomenklatur zugeordnet, die eine einfache Unterscheidung erlaubt und auf die Unterschiede der Rekonstruktionstechnik hinweist. Die als *Transcross-Fixation (TC-Fixation)* bezeichnete Verankerung des BPTB-Transplantates wurde mit Hilfe von zwei gleich starken und parallel verlaufenden 3 mm starken Pins (CB3-Pins) durch den tibialen Knochenblock, die über ein spezielles Instrumentarium angelegt werden, durchgeführt. Als weitere Verankerungsmöglichkeit wurde die transtendinöse *Frontcross-Fixation* des tibialen Knochenblockes mit nur einem einzelnen und wesentlich stärkeren Pin (*CB4-Pin und CB5-Pin*) durchgeführt. Die Sehnenstruktur wird dabei am Insertionspunkt atraumatisch durchlaufen und der Knochenblock im Transplantattunnel verriegelt. Die Technik ist bisher nach Studienlage für das BPTB-Transplantat meines Wissens nicht beschrieben.

Nachteile der zurzeit am häufigsten verwendeten Verankerungselemente, die bioresorbierbaren Interferenzschrauben, bestehen neben technischen Problemen darin, dass die Materialprobleme bezüglich Biokompatibilität und Degradation noch nicht umfassend gelöst sind (Tegnander et al. 1994, Weiler et al. 2000). Bei den Materialien auf Basis der Polylaktide und deren Copolymere, ist das mögliche Auftreten von lokalen entzündlichen Fremdkörperreaktionen mit resultierenden Osteolysen und Synovialitiden, die in Abhängigkeit von der Polylaktid-Zusammensetzung in unterschiedlichen zeitlichen Abläufen

und Ausmaßen auftreten können, beobachtet worden (Bergsma et al 1995, Boestmann et al 1991 und 1992, Hoffmann et al 1997, Werner et al 2002, Shafer et al 2002).

Als alternatives Verankerungselement für die dargestellte Trans- und Frontcross-Fixation bieten sich, neben den Pins aus den bisher bekannten bioresorbierbaren Polymeren, Elemente aus boviner Knochenkompakta (*CB-Pins, Fa. Tutogen®, Neunkirchen*) an. Die Festigkeitseigenschaften der CB-Pins wurden bislang nur nach DI-Norm in geringerer Stärke im standardisierten Dreipunktbiegeversuch getestet (Hofmann et al. 2003). Eine Eignung der bovinen CB-Pins zur speziellen Verwendung als Fixationselement für eine Cross-Pin Verankerung des BPTB-Transplantates ist nicht geklärt und es existieren auch keine experimentellen Daten.

3. Zielsetzung der Arbeit

Das Ziel dieser Arbeit war die Testung der biomechanischen Eigenschaften von drei experimentellen tibialen Verankerungsmöglichkeiten in der Cross-Pin Technik des Bone-Patellar Tendon-Bone-Transplantates mit bovinen CB-Pins. Da die Complete Biological Pins (*CB-Pins*) bisher nicht als Verankerungselement eines Ersatztransplantates des vorderen Kreuzbandes beschrieben worden sind, wurden sie zunächst in einem isolierten Versuchsteil getestet. Alle experimentellen Versuche erfolgten an porcinen Testpräparaten. Dafür wurde eine tibiale Verankerung in der Transcross-Technik mit zwei *CB3-Pins*, die Frontcross-Technik mit einem *CB4-Pin* und einem *CB5-Pin* durchgeführt. Von besonderem Interesse war die tibiale Transplantatfixation, da diese wegen der weniger dichten und festen Tibiakopf-Spongiosa als allgemein problematischer angesehen wird, als die femorale Fixation. Es sollte die maximale Haltekraft unter einmaliger Belastung, sowie das Verhalten und die Stabilität der Verankerung unter zyklischer submaximaler Belastung untersucht werden.

Im Rahmen dieser Arbeit ergaben sich folgende Fragestellungen:

1. Welche Zugfestigkeit und Steifigkeit weist das isolierte porcine BPTB-Transplantat auf?
2. Welche maximale Bruchfestigkeit und Steifigkeit haben die für die Frontcross-Fixation verwendeten CB3, CB4- und CB5-Pins unter simulierter und standardisierter Frontcross-Belastung?

3. Wie stellt sich die maximale Bruchfestigkeit und Steifigkeit der CB3-, CB4- und CB5-Pins unter simulierter Frontcross-Belastung in Abhängigkeit von einer unterschiedlichen Längenverteilung beidseits des tibialen Transplantattunnels dar?
4. Wie hoch ist die maximale Versagenslast und wie stellt sich der Versagensmodus der tibialen Cross-Pin Fixation der BPTB-Transplantate unter einmaliger ansteigender Zugbelastung dar?
5. Wie stellen sich das Bewegungsausmaß und das Bewegungsverhalten des tibialen Transplantatblockes im tibialen Transplantattunnel unter submaximaler und zyklischer Zugbelastung des BPTB-Transplantates dar?
6. Wie verhält sich die maximale Verankerungslast der tibialen Cross-Pin Fixationen nach vorausgegangenen submaximalen zyklischen Zugbelastungen der BPTB-Transplantate?

4. CB-Pins, Testpräparate, Test- und Messvorrichtungen

4.1 CB-Pins

Die Pins wurden im biomechanischen Labor der Unfallchirurgischen Klinik aus von der Firma Tutogen (*Neukirchen*) zur Verfügung gestellten und nach dem Tutoplast®-Verfahren prozessierten bovinen Tibiadiaphysen hergestellt. Aus innen und außen gesäuberten Tibiaschäften wurden Längssegmente herausgeschnitten, die auf einer Drehmaschine der Fa. Hommel-Herkules EBK (*Typ 450*) zu Pins in einer Länge von 50 mm und mit einem Durchmesser von 3, 4 und 5 mm rundgedreht wurden. Es erfolgte danach eine Behandlung der Pins im Azetonbad mit dem Ziel der Entfettung, dem Wasserentzug, der Abtötung von Mikroorganismen und der Verminderung der antigenen Eigenschaften. Zur Entfernung des Azetons erfolgte eine Belüftung für 24 Stunden in einem geschlossenen Abzugsraum. Die getrockneten Pins wurden anschließend bei einer Temperatur von 121 Grad über 20 Minuten bei 3 bar Dampfdruck autoklaviert und bis zur weiteren Verwendung trocken aufbewahrt.

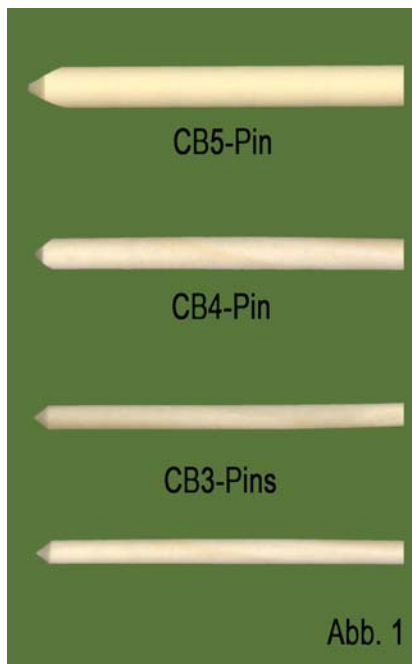


Abb. 1) Verwendete CB-Pins im Maßstab 1:1 in den Durchmessern von 3, 4 und 5 mm

4.2 Porcine Testpräparate

Für die biomechanischen Untersuchungen der Cross-Pin Fixationen wurden Kniepräparate mit belassener Tibia und Femur von direkt nach der Schlachtung bezogenen Schweinen im Alter von 12-18 Monaten verwendet.

Nach Entfernung sämtlicher Weichteile bis auf das Ligamentum patellae, welches an der Insertionsstelle der Tibia sowie der Patella erhalten blieb, wurden die Präparate bei minus 20 Grad eingefroren und vor der jeweils weiteren Verwendung bei Raumtemperatur über 12 Stunden aufgetaut. Von den Präparaten erfolgte die Entnahme des 10 mm breiten und zentralen Bone-Patellar Tendon-Bone Transplantates mit einer jeweiligen Knochenblocklänge von 25 mm. Die Tibiapräparate wurden direkt subchondral mit einer Bandsäge quer osteotomiert, so dass eine plane Fläche resultiert.

Zur reproduzierbaren Positionierung wurde ein spezielles Markierungssystem verwendet.

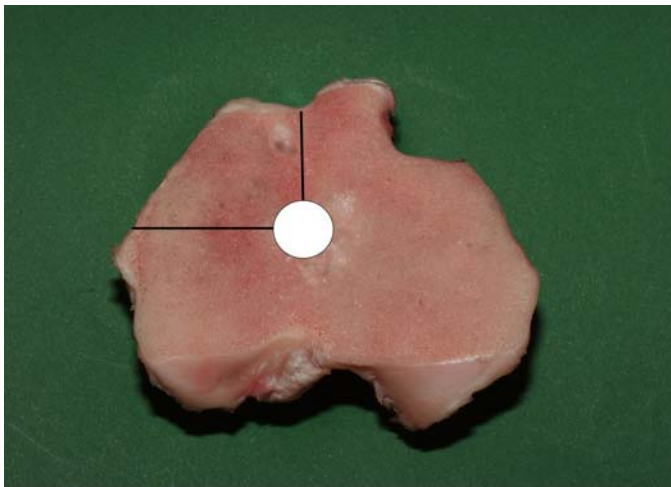


Abb. 2) Zur Anlage des tibialen Transplantattunnels vorbereitetes porcines Tibiapräparat mit Markierung des Tunneleingangs am subchondral querosteotomierten Tibiakopf

4. 3 Zielinstrument für die Transplantattunnel- und Pinkanalanlage

Das Zielgerät für die Anlage des Transplantattunnels und der Pinkanäle wurde in der Forschungswerkstatt des Universitätsklinikums der Phillips-Universität Marburg aus Metall hergestellt. Die Fixation, des aus zwei rechtwinklig verbundenen Achsarmen bestehenden Gerätes, an die porcine Tibia erfolgte mit Kirschner-Drähten, von denen jeweils zwei in den Tibiakopf und die Tibiametaphyse vorgebohrt wurden. Über das Führungsportal in dem parallel zur Tibiakopfosteotomie befindlichen Achsarm wurde von der Area intercondylaris ausgehend der Transplantattunnel mit einem Durchmesser von 10 mm und einer Tiefe von 40 mm vorgebohrt. Der medialseitig der Tibia positionierte Achsarm wies zwei in der Höhe und im Abstand zueinander verstellbare Führungsportale auf, in die zum Vorbohren der Pinkanäle von medial nach lateral Führungshülsen für die Bohrer eingesetzt wurden.

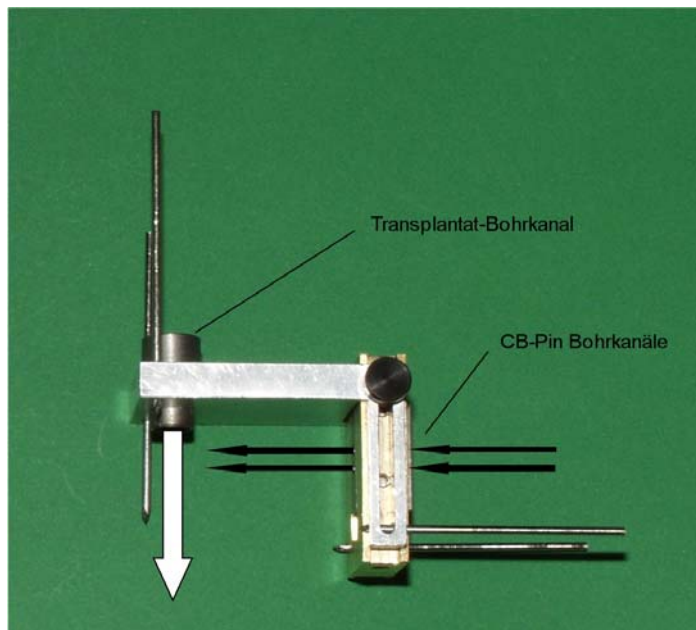


Abb. 3) Zielgerät für die Anlage des Transplantattunnels in die porcinen Tibiaköpfe und der Pinkanäle. Der weiße Pfeil gibt den Zugang des Transplantat-Bohrkanals an, die schwarzen Pfeile die Bohrkanäle für die CB-Pins.

4.4 Universalprüfmaschine und Einspannvorrichtung für die Testpräparate

Für die biomechanische Untersuchung wurde eine Materialprüfmaschine vom Typ 81806 (*EDC-5-Elektronik*) der Firma Carl Frank GmbH (*Weinheim*), welche sowohl Zug- als auch Druckkräfte mittels einer beweglichen Traverse erzeugen kann, verwendet. Die von der Traverse auf den Prüfkörper einwirkenden Kräfte (F_{max} in *Newton*) wurden dabei gleichzeitig mit der Zeit (*Sekunden*) und dem dabei zurückgelegten Weg (s_{max} in *Millimeter*) aufgezeichnet. Die Kraftmessung erfolgte mit einer Messdose, die einen Messbereich bis 20 KN aufwies. Zur Steuerung und zur Bearbeitung der Messwerte wurde das Modell 81066, für die Antriebsregelung das Modell DDA, beide ebenfalls von der Carl Frank GmbH, verwendet. Zur einfacheren Prüfgeräteeinstellung und Datenerfassung war am Modell 81066 ein PC angeschlossen, auf dem die Frank-Prüfsoftware installiert wurde. Die Frank-Prüfsoftware läuft unter einem windowsbasierten Rechner und ermöglicht die exakte Ermittlung der Parameter zum Versuchsaufbau und zur Datenerfassung. Die gewonnenen Rohdaten wurden konvertiert und mit dem Programm Excel® 2000 von Microsoft ausgewertet und graphisch dargestellt. Die Tibiae wurden in einer auf der Plattform der Prüfmaschine montierte Halterung eingespannt, die zur vertikalen Ausrichtung des Transplantattunnels verstellbar war. An der beweglichen Traverse der Prüfmaschine wurde ein Metallblock mit zentraler Bohrung angebracht, in dem der Transplantatknochenblock eingesetzt und in PMMA (*Technovit®*) eingebettet wurde.

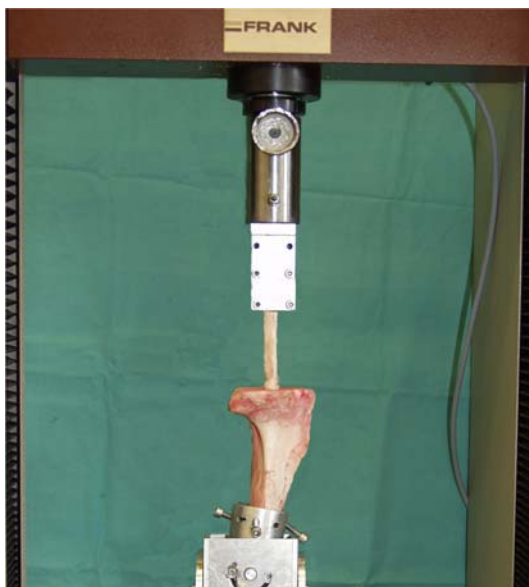


Abb. 4) Versuchsaufbau zur Ermittlung der Verankerungsfestigkeit der tibialen Crosspin-Fixation des BPTB-Transplantates mit CB-Pins in der TC-Technik und FC-Technik im tibialen Transplantattunnel an porcinen Testpräparaten unter Zugbelastung in der Tunnellängsachse

5. Statistische Datenauswertung

Die Datenerfassung erfolgte auf einem IBM-kompatiblen PC und dem Anwenderprogramm Excel® 2000 von Microsoft. Die statistischen Analysen wurden mit dem Programm SPSS™ 10.0 (*SPSS Chicago, Illinois*) ausgeführt. Mit Hilfe der ermittelten Absolutwerte der Bruch- und Zugkraft (F_{max}) in Newton und der Bewegung der Messtraverse (s_{max}) in Millimeter, sowie der daraus berechneten Werte für die Steifigkeit in Newton pro Millimeter, ließen sich folgende statistischen Werte aller Versuchsreihen ermitteln:

Mittelwert (\bar{X}), als arithmetisches Mittel ist die Summe aller Messwerte in einer Messreihe geteilt durch die Anzahl der Messwerte.

Standardabweichung (S) einer normalverteilten Grundgesamtheit beschreibt den Bereich um den Mittelwert ($\bar{X} \pm S$) in dem mit einer Wahrscheinlichkeit von 68 % ein Wert x der Versuchsreihe liegt.

Das Konfidenzintervall (CI 95 %) des Mittelwertes beschreibt einen Messbereich, in dem mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 0,05$ (5%) und einer Konfidenzwahrscheinlichkeit von 95 % der Mittelwert der Grundgesamtheit liegt.

Der Median (M) ist derjenige Wert, der eine nach Rängen geordnete Messreihe halbiert.

Das Minimum ($min.$) und das Maximum ($max.$) ist der jeweils tiefste und höchste Wert einer Messreihe.

Statistischer Test:

Da aufgrund der Versuchsanordnung und der ausgewählten Methodik keine Normalverteilung der ermittelten Werte und Datenreihen gefunden wurde, ist der nach Mann und Whitney bezeichnete U-Test verwendet worden, um signifikante Unterschiede zwischen den Stichproben einer Versuchsreihe zu erkennen.

Auf Unterschiede zwischen den Gruppen A, B und C wurde mit dem Kruskal-Wallis-H-Test getestet. Bei Signifikanz erfolgte anschließend die Unterscheidung der einzelnen Gruppen mit dem einseitigen U-Test unabhängiger Stichproben bei nicht normalverteilten Werten, d.h. im folgenden Gruppe A mit B, A mit C und B mit C. Dabei wurde $p \leq 0,05$ als statistisch signifikant definiert.

3.1 Zugfestigkeit und Steifigkeit des porcinen BPTB-Transplantates unter ansteigender maximaler Zugbelastung

3.1.1 Material und Methoden

Die Testung der isolierten BPTB-Transplantate erfolgte, um darzustellen, dass die Bruchfestigkeit der CB-Pins im Durchschnitt unter der maximalen Haltekraft der Sehnenstruktur liegt. Die Verankerungstechnik sollte im Gesamtkonstrukt bestehend aus Sehnentransplantat, Fixation und Fixationselement die limitierende Größe darstellen. Für diese Untersuchung wurden die Knochenblöcke an den BPTB-Transplantaten auf eine Länge von 25 mm gebracht und trapezförmig zugeschnitten, mit einer Breite an der kortikalen Oberfläche von 10 mm und einem Sagittaldurchmesser von 8 mm. Die mittlere Länge der Patellarsehnenstreifen betrug 9,1 cm, bei einer mittleren Breite von 10 mm. Die Transplantate wurden in der Universalprüfmaschine zwischen zwei Haltevorrichtungen bestehend aus Metallblöcken eingespannt, die an der Plattform und der beweglichen Traverse fixiert waren. Die Haltevorrichtungen wiesen eine zentrale Bohrung auf, in die die Transplantatblöcke eingesetzt und mit Technovit® (PMMA) eingebettet wurden. Zehn Transplantate wurden unter ansteigender Zugbelastung mit 60 mm/min bis zum Versagen belastet. Ermittelt wurden die maximale Versagenslast (F_{max}) in Newton, die Steifigkeit in Newton pro Millimeter (N/mm) und der Versagensmodus. Die Berechnung der Steifigkeit erfolgte mit Excel® 2000 und war definiert als linearer Anteil der Kraft-Weg Kurve zwischen 20 und 90 % der ermittelten maximalen Versagenslast.

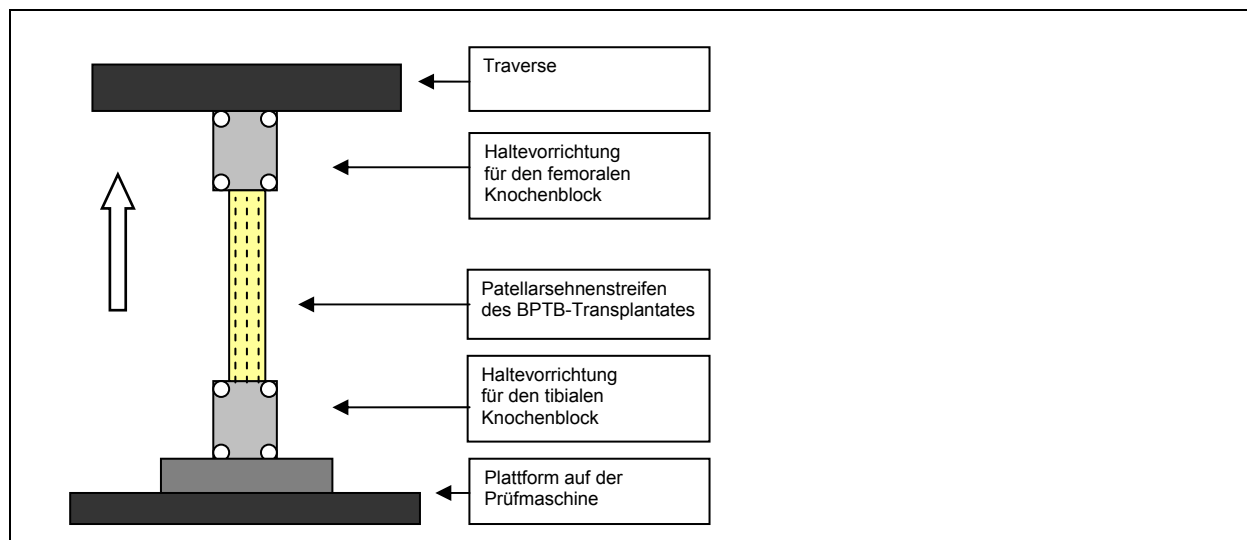


Abb. 5) Schematische Versuchsanordnung der Zugbelastung der isolierten porcinen BPTB-Transplantate. Der Pfeil gibt die Zugrichtung der Krafteinwirkung an.

3.1.2 Ergebnisse

Die Kraft-Weg-Kurven des porcinen BPTB-Transplantates unter axialer Zugbelastung zeigten einen charakteristischen Verlauf. Zunächst verlief die Kurve flach ansteigend als Ausdruck einer vermehrten intraligamentären Belastung. Mit zunehmender Dehnung erhöhte sich die Bandsteifigkeit bis schließlich ein linearer Kraftanstieg stattfand. Bei weiterer Dehnung erfolgte eine irreversible Deformation in der Struktur des Bandes und es kam zu einer Zerreißung einzelner Faserbündel, was an einer Abflachung der Kurve mit inkonstantem Verlauf zu erkennen war. Nach berschreiten der Maximalkraft rupturierte das Ligament und die Kurve fiel schlagartig ab.

Die mittlere maximale Versagenslast (F_{max}) unter ansteigender axialer Zugbelastung des porcinen BPTB-Transplantates betrug $1316 \pm 108,1$ N, im Median lag die Versagenslast bei 1310 N, mit einer Spannweite von 1125 bis 1479 N. Die Untergrenze des Konfidenzintervalls (CI 95%) lag bei 1234,5 N, die Obergrenze bei 1397,5 N.

Die Steifigkeit des porcinen BPTB-Transplantates im linearen Anteil der Kurve zwischen 20 und 90 % der maximalen Krafteinwirkung wurde mit $176,5 \pm 68,4$ N/mm ermittelt.

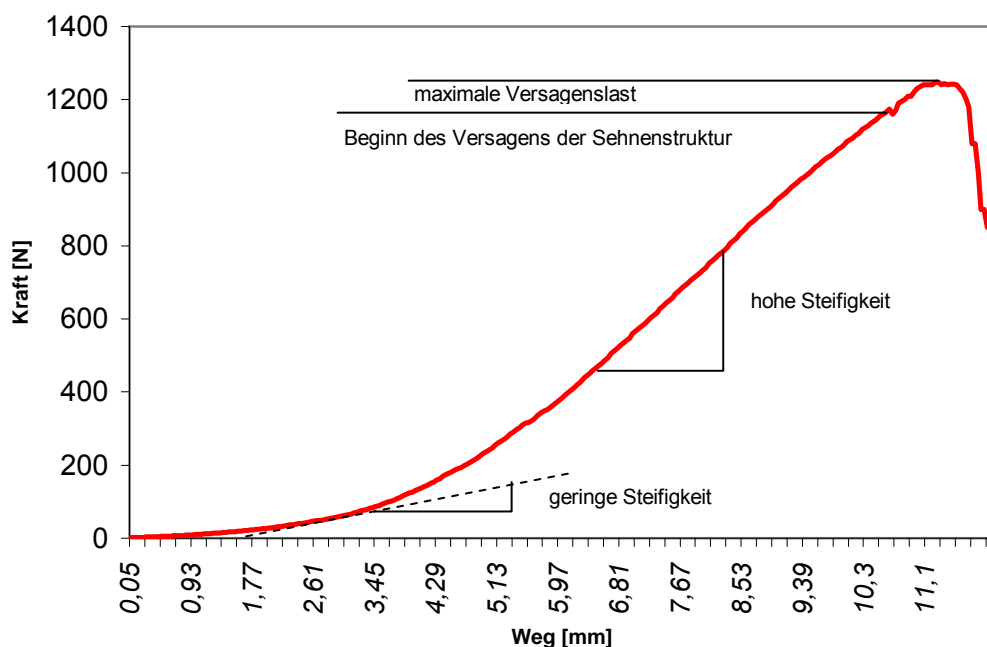


Abb. 6) Charakteristische Kraft-Weg-Kurve für das isolierte porcine BPTB-Transplantat unter ansteigender Zugbelastung. Beginn des Versagens bei 1180 N mit stärkerer Dehnung der Sehnenstruktur und Abriss an der tibialen Blockinsertion bei 1270 N.

Bei 60 % der getesteten BPTB-Transplantate kam es zu einem Abriss der Patellarsehnenstruktur an der tibialen Knochenblockinsertionstelle und bei 40 % der BPTB-Transplantate zu einer intratendinösen Ruptur (*Tabelle 1*). Ein Versagen an der patellaren Blockinsertion ließ sich bei keinem Testpräparat beobachten.

Die tibiale Blockinsertion stellte folglich den biomechanisch schwächsten Anteil des porcinen BPTB-Transplantates dar.

BPTB-Transplantat n:	Kraft [N]	Versagensmodus	
		Abriss tibiale Blockinsertion	intratendinöse Ruptur
1	1302		x
2	1179	x	
3	1245	x	
4	1421		x
5	1125	x	
6	1378		x
7	1318	x	
8	1479		x
9	1433	x	
10	1280	x	

Tabelle 1) Maximale Versagenslast und Versagensmodus der isolierten BPTB-Transplantate unter ansteigender axialer Zugbelastung

3.2 Bruchfestigkeit und Steifigkeit der CB-Pins unter isolierter Druckbelastung in Cross-Pin Technik in Abhängigkeit vom Längenverhältnis beidseits des tibialen Transplantattunnels

3.2.1 Material und Methoden

Die CB-Pins befinden sich bei der Cross-Pin Verankerung des BPTB-Transplantates in einer besonderen Belastungssituation. Bei der Frontcross-Fixation durchqueren sie sogar frei den Transplantattunnel und sind mittig durch die Patellarsehne direkt vor dem Knochenblock positioniert. Um die Pins, im Gegensatz zu einem Dreipunktbiegeversuch nach DI-Norm mit standardisiertem Widerlager, unter den Belastungsbedingungen wie im verwendeten porcinen Präparat isoliert testen zu können, wurde ein spezieller Druckbelastungsversuch entwickelt. Zusätzlich sollte der Frage nachgegangen werden, welchen Einfluss die Längenverteilung der Pins beidseits des Transplantattunnels auf ihre Verankerungsfestigkeit in der Spongiosa hatte. Mit Hilfe des Zielinstruments erfolgte die Anlage des tibialen Transplantattunnels im Durchmesser von 10 mm und des rechtwinkligen Pinkanals, der einen Durchmesser von jeweils 2,5, 3,5 und 4,5 mm aufwies und von medial nach lateral mittig durch den Tunnel verlief. Der Abstand zur Tibiakopffosteotomiefläche in den 60 porcinen Tibiae betrug 5 mm. Zur Überprüfung, welchen Einfluss die Lage der Pins beidseits des Transplantattunnels auf die Bruchfestigkeit und die Steifigkeit in der Tibiakopfspongiosa nimmt, wurden diese zum einen im Längenverhältnis von 30:70, d.h. 30 % Pinlängenanteil lateral und 70 % medial des Transplantattunnels, abzüglich des 10 mm langen Pinanteils im Transplantattunnel, und zum anderen unter gleicher Längenverteilung von 50:50 implantiert. Die Tibiae wurden mit dem entsprechend implantierten CB-Pins unter vertikaler Ausrichtung des Transplantattunnels in die Halterung auf der Prüfmaschine eingespannt. Als Knochenblockersatz des porcinen Sehnentransplantates diente ein an die bewegliche Traverse der Prüfmaschine befestigter Druckstempel aus hartem Kunststoff mit einem Durchmesser von 9,5 mm. Unter coaxialer Ausrichtung von Druckstempel und Transplantattunnel wurde die Tibiahalterung auf der Plattform der Prüfmaschine eingestellt. Mit einer Geschwindigkeit von 60 mm/min erfolgte über den Stempel eine antegrade Druckbelastung auf die Pins bis zum Bruch. Jeweils zwanzig CB3-, CB4- und CB5-Pins wurden unter den beiden unterschiedlichen Längenverteilungen auf ihre Bruchfestigkeit und Steifigkeit hin getestet. Die Bruchfestigkeit (F_{max}) gibt die maximale Krafteinwirkung der Traverse über den Stempel bis zum Bruch des Pins wieder. Die Steifigkeit (N/mm) der CB-Pins wurde mit Excel® 2000 errechnet und definiert als linearer Anteil der Kraft-Weg Kurve zwischen 20 und 90 % der maximalen Bruchfestigkeit. Die Wegstrecke (s_{max}) der Traverse, die diese bis zum Bruch der CB-Pins zurücklegte, wurde als Ausmaß der Kombination aus

Durchbiegung der Pins sowie der Verformung der sie umgebenden Spongiosa herangezogen.

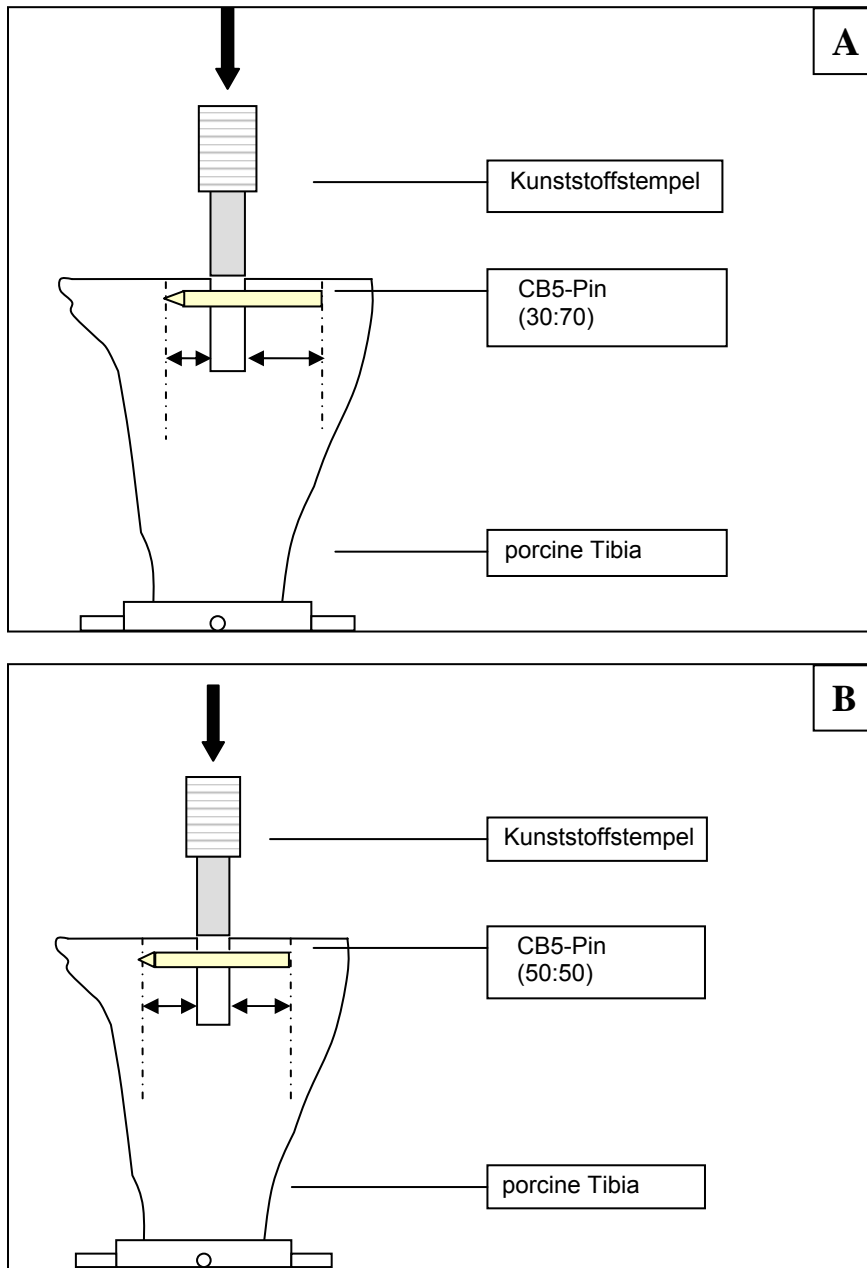


Abb. 7 A und B) Versuchsaufbau in schematischer Darstellung zur Ermittlung der Bruchfestigkeit und Steifigkeit der CB-Pins im simulierten Druckbelastungsversuch mit einer Längenverteilung der Pins von 30:70 (A) und 50:50 (B) beidseits des Transplantattunnels

3.2.2 Ergebnisse

Die ermittelten Kraft-Weg-Kurven der CB3-, CB4- und CB5-Pins zeigten nach der initialen Kraftaufnahme ein annähernd lineares Verhältnis mit abruptem Abbruch der Kraftaufnahme nach Bruch des Pins. Wie aus den exemplarischen Kraft-Weg Kurven aus Abbildung 8 zu ersehen ist, war die maximale Bruchfestigkeit und die Steifigkeit der CB-Pins abhängig vom jeweils verwendeten Durchmesser. Die CB5-Pins erzielten die höchste und die CB3-Pins die geringste Bruchfestigkeit und Steifigkeit.

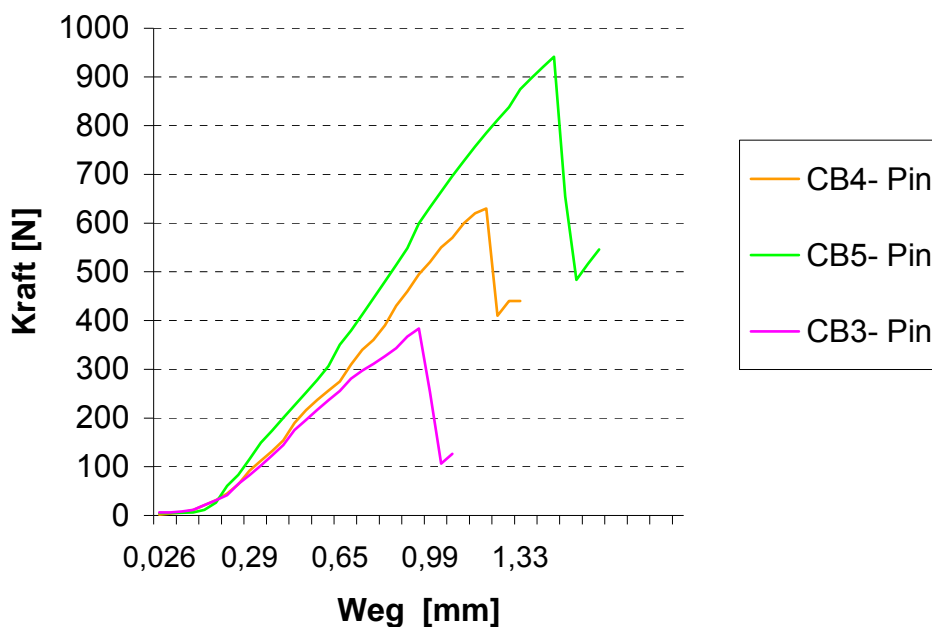


Abb. 8) Exemplarische Kraft-Weg Kurve zur CB-Pin-Testung im simulierten Cross-Pin Druckbelastungsversuch mit ansteigendem Stempeldruck und abruptem Versagen bei Bruch des Pins

Bruchfestigkeit und Steifigkeit:

Die Bruchfestigkeit der CB3-Pins betrug im Median bei einer Längenverteilung von 30:70 369 ± 106 N, während bei einer Verteilung von 50:50 Werte von $392 \pm 119,6$ N erreicht wurden. Die Bruchfestigkeit der CB4-Pins lag bei der 30:70 Längenverteilung bei $593 \pm 77,3$ N und bei der 50:50 Längenverteilung $664 \pm 99,6$ N. Die CB5-Pins wiesen unter der 30:70 Längenverteilung eine Bruchfestigkeit im Median von $949 \pm 187,7$ N und unter der 50:50 Längenverteilung von $995 \pm 189,4$ N auf.

Aus den Daten ist ersichtlich, dass die CB5-Pins auf Grund ihres größeren Durchmessers eine wesentlich höhere maximale Bruchfestigkeit besitzen als die CB4-, und CB3-Pins.

Unabhängig vom Durchmesser wiesen alle Pins bei gleicher Längenverteilung beidseits des Transplantattunnels im Durchschnitt eine insgesamt höhere Bruchfestigkeit auf, als bei der ungleichen Längenverteilung. Allerdings war dieser beobachtete Unterschied statistisch nicht signifikant.

Bei der 30:70 Längenverteilung betrug die Steifigkeit der CB3-Pins $273,8 \pm 64$ N/mm, der CB4-Pins $472,8 \pm 58$ N/mm im Median und bei der gleichmäßigen Längenverteilung von 50:50 wurden Steifigkeitswerte von $315,6 \pm 60,7$ N/mm respektive $517,3 \pm 100,1$ N/mm erreicht. Die CB5-Pins erzielten unter der 30:70 Platzierung eine Steifigkeit im Median von $643,2 \pm 95,5$ N/mm und unter der gleichmäßigen Längenverteilung von $694,2 \pm 110,8$ N/mm. Insgesamt wurde für die CB5-Pins eine höhere Steifigkeit nachgewiesen als für die CB3- und CB4-Pins.

Die getesteten CB-Pins müssen aufgrund der dargestellten Belastungswerte folglich zur Verwendung als Fixationselement in der Cross-Pintechnik, gleichmäßig zu beiden Seiten des Transplantattunnels in der Spongiosa liegen, um eine möglichst hohe Bruchfestigkeit und Steifigkeit zu erzielen.

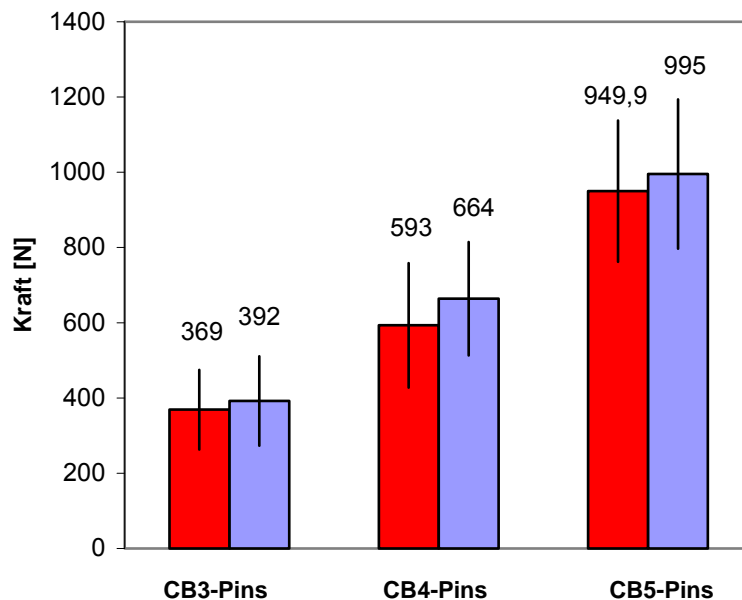


Abb. 9) Balkendiagramm zur Darstellung der Bruchfestigkeit der CB-Pins im Druckbelastungsversuch bei einer Längenverteilung von 30:70 (rot) und 50:50 (blau) beidseits des Transplantattunnels

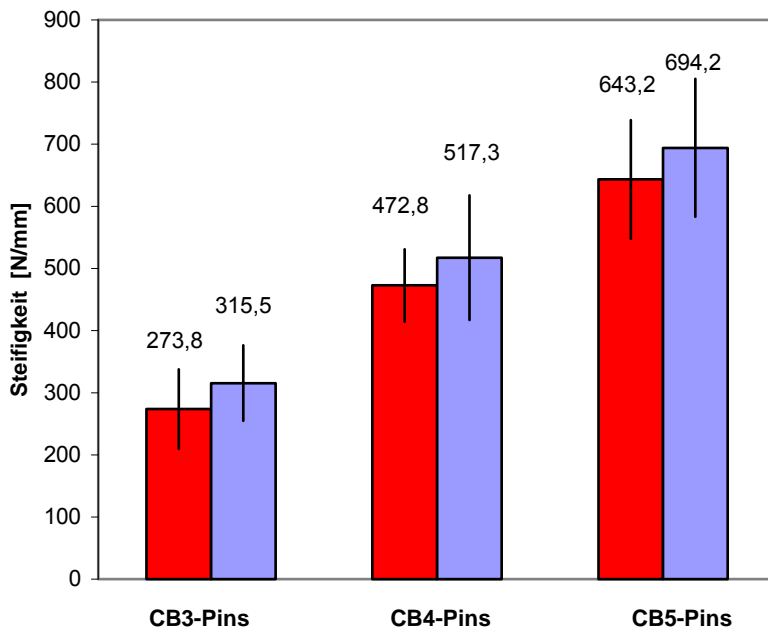


Abb. 10) Balkendiagramm zur Darstellung der Steifigkeit der CB-Pins im Druckbelastungsversuch bei einer Längenverteilung von 30:70 (rot) und 50:50 (blau) beidseits des Transplantattunnels

Traversenweg unter maximaler Druckbelastung:

Der mittlere Traversenweg der digital mit dem computerbasierten Berechnungsprogramm ermittelt wurde, betrug bis zum Bruch aller getesteten CB4-Pins 1,22 mm bei einer Standardabweichung von 0,29 mm. Der niedrigste Einzelwert lag bei 0,97 mm und der höchste bei 2,12 mm.

Für die CB5-Pins wurde ein Traversenweg im Mittel von 1,4 mm gemessen bei einer Standardabweichung von 0,5 mm. Der niedrigste Einzelwert betrug 1,11 mm und der höchste Einzelwert 3,1 mm (*Tabelle 2*).

Der gemessene Traversenweg bis zum Bruch der CB5-Pins war größer als der der CB4-Pins ($p \leq 0,034$).

Für die unterschiedliche Positionierung der CB4- und CB5-Pins beidseits des Transplantattunnels, konnte kein statistisch signifikanter Unterschied im ermittelten Traversenweg bis zum Bruch der Pins herausgestellt werden ($p \geq 0,151$).

Die Messwerte verdeutlichen, dass bei den CB5-Pins auf Grund der höheren maximalen Bruchfestigkeit die Kombination aus Verformungen der sie umgebenden Spongiosa, sowie

der möglichen elastischen Verformung der Pins selbst zum Zeitpunkt des Bruches größer waren, als bei den CB4-Pins.

Traversenweg [mm]	CB4-Pin		CB5-Pin	
	30:70	50:50	30:70	50:50
Anzahl	10	10	10	10
Mittelwert	1,19	1,21	1,4	1,36
Median	1,09	1,16	1,3	1,31
Standardabw.	0,31	0,23	0,58	0,3
95 % Konfidenzintervall	1 - 1,39	1,05 - 1,34	1,05 - 1,7	1,2 - 1,7
Min.	0,97	1,09	1,1	1,11
Max.	2,12	1,88	3,2	2,53

Anzahl	20	20
Mittelwert	1,22	1,4
Median	1,15	1,34
Standardabw.	0,29	0,5
95 % Konfidenzintervall	1,08 - 1,31	1,23 - 1,65

Tab. 2) Traversenweg bis zum Versagen der CB4- und CB5-Pins im Druckbelastungsversuch mit unterschiedlicher Positionierung der Pins beidseits des Transplantattunnels, sowie der ermittelte Traversenweg von allen getesteten Exemplaren unabhängig von der Pinlage.

Bruchverhalten der CB-Pins unter ansteigendem Stempeldruck:

Der Bruch der CB-Pins in den porcinen Tibiapräparaten unter antegradem Stempeldruck unterschied sich in den zwei schematisch dargestellten Arten (*Abbildung 11 und 12*).

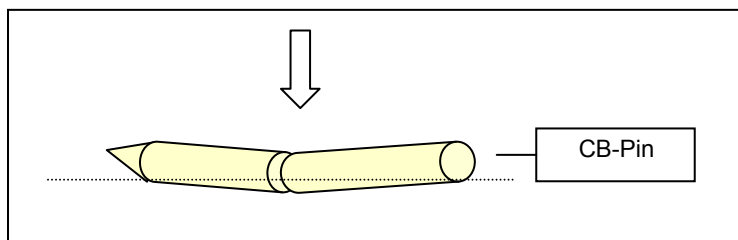


Abb. 11) Schematische Abbildung des Bruchmodus eines CB-Pins mit resultierenden zwei Bruchstücken und einer Bruchstelle im mittleren Pinanteil, der im Transplantattunnel lag. Der Pfeil gibt die Richtung der Krafteinwirkung an.

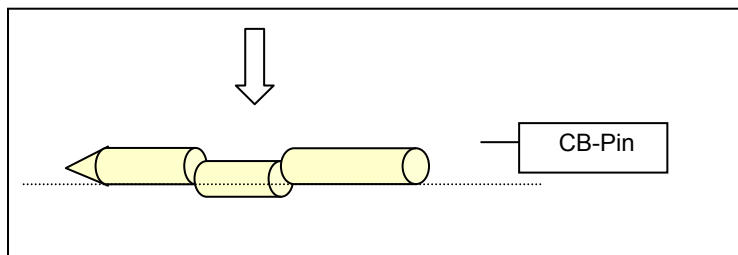


Abb. 12) Schematische Abbildung des beobachteten Bruchmodus eines CB-Pins mit resultierenden drei Bruchstücken und zwei Bruchstellen, die am äußeren Ende des Transplantattunnels lagen. Der Pfeil gibt die Richtung der Krafteinwirkung an.

Bei den CB-Pins konnte hinsichtlich der asymmetrischen Lageverteilung der Pins von 30:70 in der Tibiapongiosa beidseits des Transplantattunnels, im Vergleich zu einer gleichmäßigen Verteilung von 50:50, kein Unterschied im Bruchverhalten festgestellt werden.

Bei den CB5-Pins wurde in 75 % der Fälle ein Bruchmodus mit zwei resultierenden Bruchstücken verzeichnet. Es zeigte sich, dass die Spongiosa an der kaudalen Pinauflagefläche nach erfolgten Pinbruch unter dem antegraden Stempeldruck durch eine leichtgradige Kippung der Bruchstücke nach kaudal eingedrückt wurde (s. *Abbildung 11*). Die restlichen 25 % der Pins wiesen zwei Brüche im mittleren Anteil und drei daraus resultierende Bruchstücke auf (*Abbildung 12*).

Bei den CB4-Pins konnte bei 60 % der Exemplare ein Herausbrechen des mittleren Anteils nach kaudal, der im Transplantattunnel lag, eruiert werden. In 40 % der Fälle erfolgte ein einzelner Bruch im Mittelteil mit zwei resultierenden Bruchstücken. Die Pinkanalaufledgefläche wurde wie bei den CB5-Pins nach kaudal eingedrückt.

3.3 Maximale Versagenslast und Versagensmodus der BPTB-Transplantat-Tibia-Konstrukte

3.3.1 Material und Methoden

Die Anlage des Tunnels für das BPTB-Transplantat in den Tibiae erfolgte mit dem bereits vorgestellten Zielgerät. Von der Area interkondylaris ausgehend und in Richtung auf die Tibiavorderkante wurde der Transplantatkanal in einem Durchmesser von 10 mm als 40 mm langes Sackloch angelegt. Die tibialen Transplantatblöcke wurden mit der kortikalen Oberfläche medialseitig in die Tibiae bis 10 mm unterhalb der Osteotomiefläche eingesetzt und dort mit einem dünnen Kirschnerdraht fixiert. Die Knochenkanäle für die CB-Pins wurden, über in das Zielinstrument eingesetzte Führungshülsen, unter dem Pindurchmesser von lateral nach medial angelegt. Bei der TC-Fixation betrug der Abstand der Pinkanäle untereinander 8 mm und zu den Blockenden 6 mm. Bei der FC-Fixation wurden die Pins mittig durch die Patellarsehnen und direkt vor den Knochenblöcken platziert. Dabei wurden die Pinkanäle zunächst mit dem entsprechenden Bohrer auf einer Länge von 1 cm vorgebohrt, danach unter Längszug an den Transplantaten mit einem Bohrdorn vervollständigt, um eine Laceration der Patellarsehnen an der Blockinsertion zu vermeiden.

Die Einspannung der Tibiae erfolgte in die Halterung auf der Plattform der computergesteuerten Universalprüfmaschine unter senkrechter Ausrichtung des Transplantattunnels. Der patellare Knochenblock wurde in einen an der Traverse der Prüfmaschine angebrachten Metallblock mit zentraler Bohrung eingesetzt, zunächst mit zwei queren K-Drähten fixiert und anschließend in Technovit® eingebettet. Die Zugbelastung der Tibia-Transplantat-Konstrukte erfolgte parallel zur Tunnellängsachse mit einer Geschwindigkeit von 60 mm/sec. bis zu deren Versagen. Während der Versuche wurden die Strukturen mit einer Kochsalzlösung kontinuierlich besprüht und feucht gehalten.

An drei Gruppen mit jeweils 15 porcinen Testpräparaten erfolgte die Untersuchung der drei Crosspin-Fixationen:

Gruppe A: TC-Fixation mit zwei CB3-Pins (*Abb. 13*)

Gruppe B: FC-Fixation mit einem CB4-Pin (*Abb. 14*)

Gruppe C: FC-Fixation mit einem CB5-Pin (*Abb. 14*)

Der Versagensmodus der Tibia-Transplantat-Konstrukte und die maximale Versagenslast in Newton (F_{max}) wurden ermittelt.

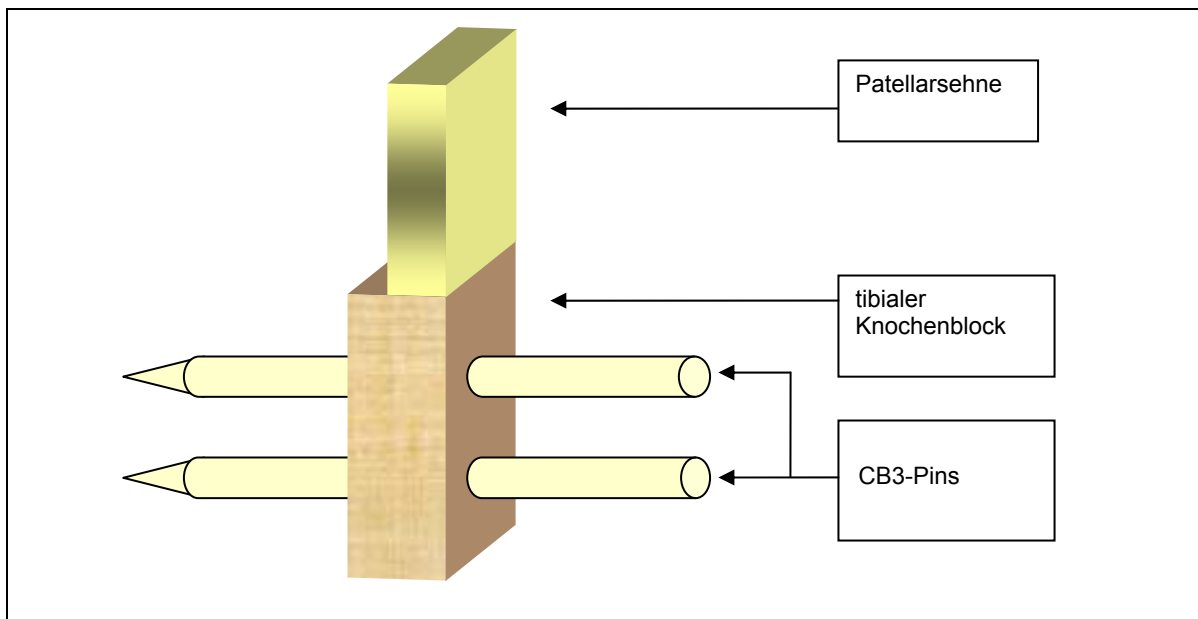


Abb. 13) Gruppe A: Transcross-Fixation des BPTB-Transplantates mit zwei CB3-Pins in schematischer Darstellung

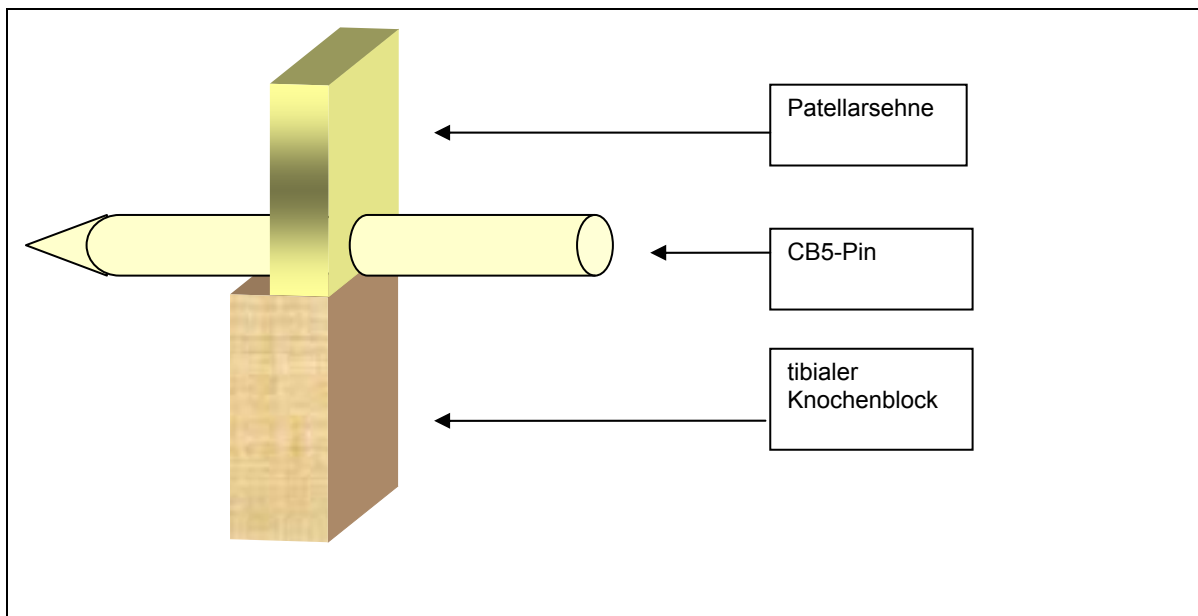


Abb. 14) Gruppe B und C: transtendinöse Frontcross-Fixation des BPTB-Transplantates mit einem CB4- bzw. CB5-Pin in schematischer Darstellung

3.3.2 Ergebnisse

Bei 13 von 15 Transcross-Fixationen des BPTB-Transplantates kam es zu einem Bruch der Pins. Bei allen Pins wurde der mittlere Anteil, der sich im tibialen Knochenblock befand, herausgebrochen. Die restlichen Pinanteile lagen formschlüssig in den Pinkanälen der Spongiosa.

Zwei TC-Fixationen wiesen unter einer Zugbelastung von 680 bzw. 756 N einen Bruch des Transplantatblockes auf. Als Ursache für diesen Versagensmodus wurde eine Fehllage des proximalen Pins, die zu einer Sollbruchstelle im Knochenblock geführt hatte, eruiert. Bei 11 der 13 TC-Fixationen mit Bruch der Pins zeigten die Kraft-Weg-Kurven einen simultanen Pinbruch, während die Kurven für die übrigen zwei TC-Fixationen im Maximalbelastungsbereich einen zweizipfligen Verlauf aufwiesen. Dies war auf den Bruch des proximalen vor dem distalen Pin zurückzuführen (*Abbildung 15*).

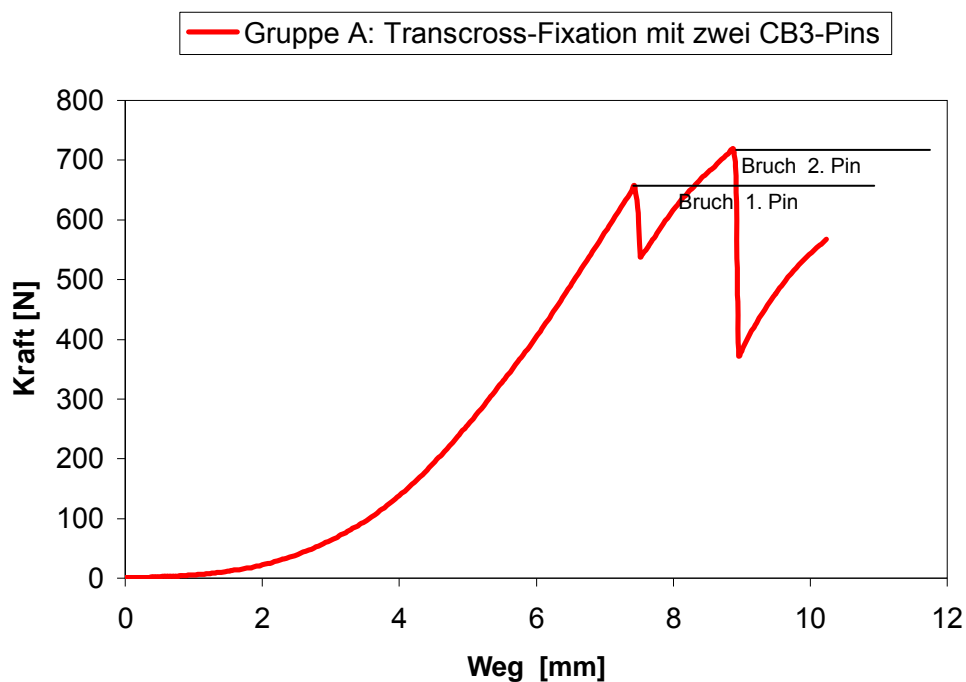


Abb.15) Kraft-Weg-Kurve einer TCP-Fixation bei Ermittlung der maximalen Verankerungsfestigkeit des tibialen Transplantatblockes im tibialen Transplantattunnel unter ansteigender axialer Zugbelastung bis zum Fixationsversagen. Nach initialem flachem Kurvenanstieg mit Übergang in einen linearen Anteil, anschließender zweizipfliger Kurvenverlauf im maximalen Belastungsbereich durch Bruch des proximalen Pins vor dem distalen Pin.

Bei der FC-Fixation mit einem CB4-Pin trat an einem Testpräparat bei 747 N ein tibialer Sehnenabriss auf. Bei allen übrigen Testpräparaten in der Gruppe B kam es zum Fixationsversagen durch den Bruch der Pins. Die CB4-Pins brachen acht Mal in zwei Bruchstücke und sieben mal in drei Bruchstücke. In Abbildung 16 ist ein exemplarisches Kraft-Weg-Diagramm dieser Gruppe dargestellt.

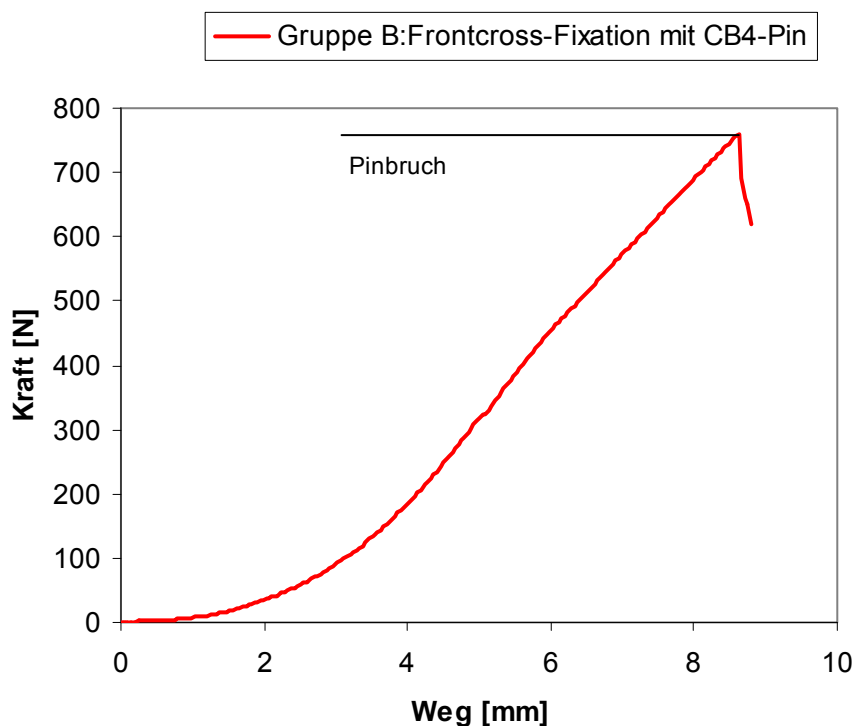


Abb. 16) Kraft-Weg-Kurve einer FC-Fixation mit CB4-Pin bei 756 N Versagenslast. Der Kurvenverlauf zeigt einen flachen Anstieg mit geringer Steifigkeit und einen Übergang in einen linearen Anteil mit hoher Steifigkeit bis zum abrupten Bruch des Pins.

In der Gruppe C, der FC-Fixation mit einem CB5-Pin, beruhte das Versagen der Transplantatverankerung in 12 von 15 Fällen auf einem Pinbruch. 13 CB5-Pins zeigten einen Bruch im Mittelteil, während bei zwei Exemplaren ein Herausbrechen des mittleren Anteils zu beobachten war.

An zwei Testpräparaten kam es bei 898 bzw. 929 N zum Sehnenabriss vom tibialen Knochenblock. Bei einem Testpräparat rupturierte die Patellarsehne unter einer Zugbelastung von 1020 N im mittleren Sehnendrittel bei intaktem CB-Pin.

Die Abb. 17 zeigt ein Kraft-Weg Diagramm aus dieser Gruppe, in dem an dem irregulären Kurvenverlauf ab einer Zugbelastung von 780 N ein strukturelles Nachgeben des Patellarsehnenstreifens zu erkennen ist. Das Versagen beruhte bei noch erhaltener Sehnenfunktion auf einem Bruch des CB-Pins.

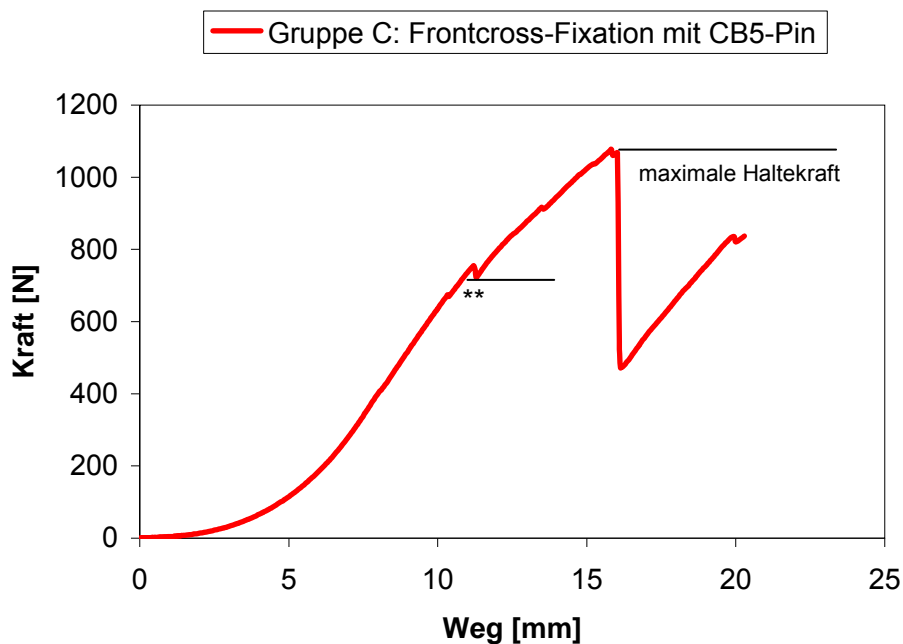


Abb. 17) Kraft-Weg-Kurve einer FC-Fixation mit CB5-Pin. Bruch des Pins bei 1067 N. Ab 780 N inhomogener Kurvenverlauf (**) mit stärkerer Dehnung oder Teilruptur der Sehnenstruktur bis zum Erreichen des Versagens durch Bruch des CB-Pins.

In Tab. 3 ist der Versagensmodus für die drei Gruppen der Cross-Pin Fixation dargestellt.

Versagensmodus	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe C
Pinbruch	13	14	12
Knochenblockbruch	2	0	0
tibialer Sehnenabriss	0	1	2
intratendinöser Sehnenriss	0	0	1

Tab. 3): Versagensmodus der Transplantat-Tibia-Konstrukte unter einmaligem Maximalbelastungsversuch in den drei Gruppen A, B und C

Für die Berechnung der mittleren maximalen Versagenslast wurden nur die Präparate herangezogen, bei denen es zum Bruch der CB-Pins kam. Diese betrug für *Gruppe A* $745,05 \pm 159$ N, in der *Gruppe B* $736,5 \pm 63$ N und in der *Gruppe C* $906,5 \pm 136$ N (Abbildung 18). Die niedrigste gemessene Versagenslast lag für keine der Gruppen unter 546 N. Die höchste maximale Versagenslast mit 1181 N wurde in der Gruppe C ermittelt. Die FC-Fixation mit einem CB5-Pin erbrachte eine durchschnittlich um 160 N höhere Verankerungsfestigkeit als die FC-Fixation mit dem CB4-Pin und die TC-Fixation mit zwei CB3-Pins bei einem Signifikanzniveau zwischen den *Gruppen A* und *C* mit $p < 0,023$, sowie zwischen den *Gruppen B* und *C* mit $p < 0,003$.

Nach dem Belastungstest wurden die Tibiae mit Transplantat und Fixationselement in mehreren vordefinierten Ebenen aufgesägt. Bei einem Ausbruch des mittleren Segmentes der Pins zeigte sich ein formschlüssiger Sitz der restlichen Bruchstücke in der Spongiosa. Bei einem einzelnen Bruch im Mittelteil des Pins unter maximaler Krafteinwirkung erfolgte eine Abkippung der Bruchstücke nach kranial mit Beteiligung des Pinkanaldaches.

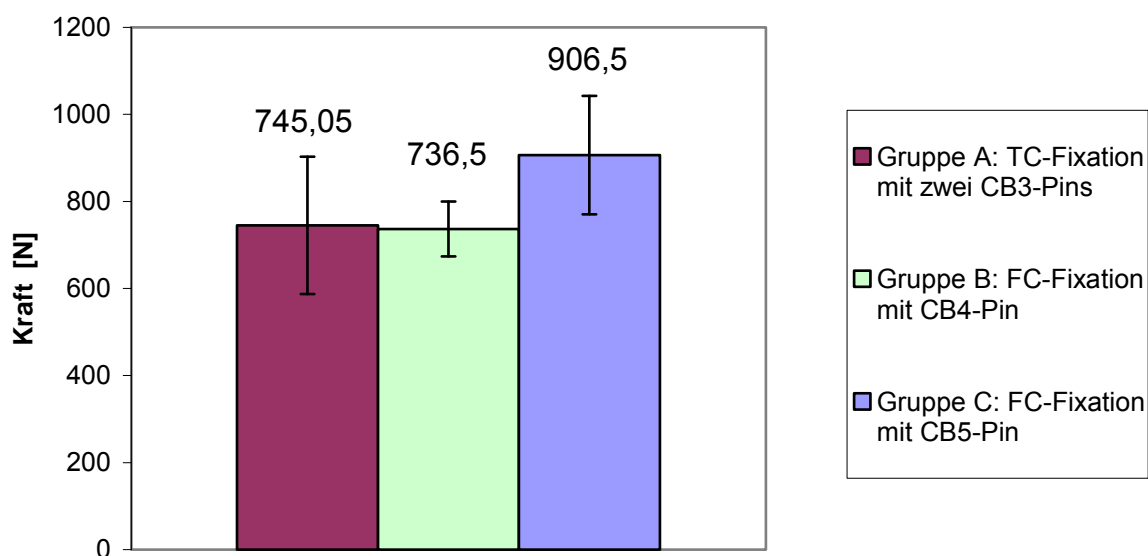


Abb. 18) Balkendiagramm mit Darstellung der mittleren maximalen Versagenslast mit Standardabweichungen in den drei Testgruppen unter ansteigender axialer Zugbelastung bis zum Versagen der Fixation

3.4 Bewegungsverhalten des tibialen Transplantatblockes im tibialen Transplantattunnel unter submaximaler zyklischer Zugbelastung

3.4.1 Material und Methoden

Das Bewegungsverhalten der tibialen Knochenblöcke im tibialen Transplantattunnel unter zyklischer submaximaler Transplantatbelastung wurde an jeweils 5 Testpräparaten aus den Gruppen A, B und C durchgeführt. Zusätzlich dienten fünf isolierte BPTB-Transplantate ohne Verankerungstechnik als Vergleichsgruppe. Vor dem Beginn der zyklischen Belastung wurden die Transplantat-Tibia-Konstrukte mit jeweils fünf Zyklen von 50 N vorkonditioniert. Es wurden insgesamt 1000 Belastungszyklen durchgeführt bei einer Frequenz von 1 Hz. Der Belastungsbereich betrug in allen drei Gruppen A, B und C 50 bis 360 N. Als Endpunkt des Testablaufs war das Erreichen des 1000. Lastzyklus, oder ein ggf. vorzeitiges Versagen der Verankerung oder des Transplantates definiert.

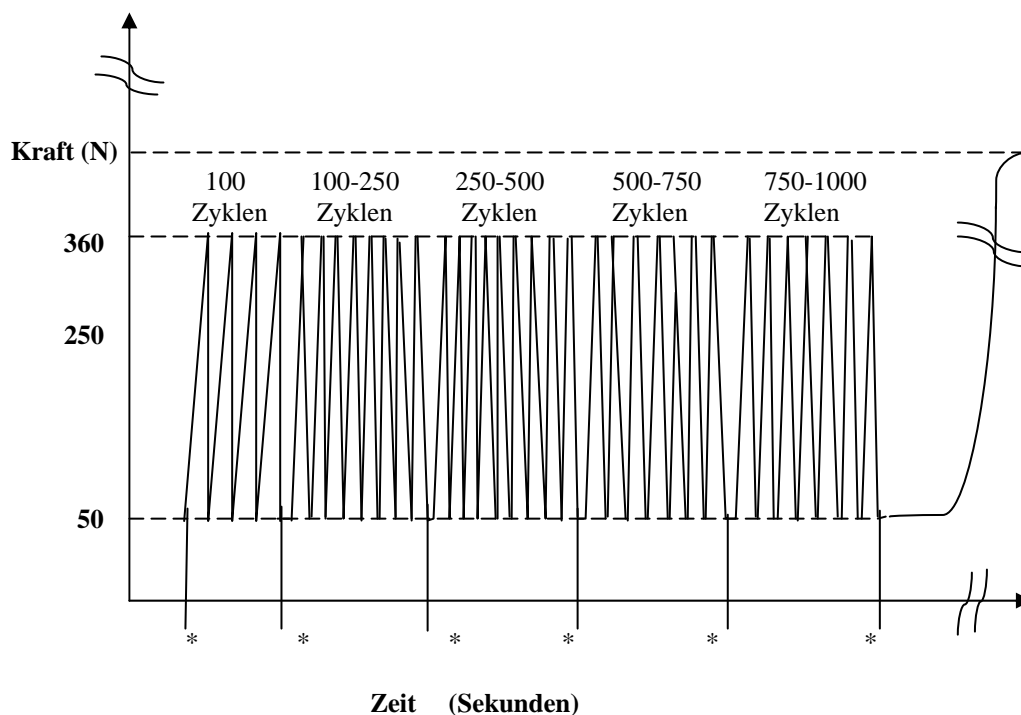


Abb 19): Schematische Darstellung des zyklischen Belastungsschemas als eine Funktion von Krafteinwirkung zu einer Zeitachse. * gibt die Messpunkte vor, an denen eine Bewegung des tibialen Knochenblockes ermittelt wurde. Die Bestimmung der gesamten Bewegung im Transplantat-Tibia-Konstrukt erfolgte über die Traverse der Prüfmaschine.

Mit Hilfe des in Abbildung 20 dargestellten Messsystems wurde am 100., 250., 500., 750. und 1000. Lastzyklus die Bewegungstrecke (S_{\max}) der computergesteuerten Messtraverse als Ausdruck einer Gesamtbewegung im System bestehend aus Transplantat, Fixationselement und Tibia (Transplantat-Tibia-Konstrukte) gemessen, sowie manuell die relative Bewegung (s_{\max}) der Knochenblöcke im tibialen Transplantattunnel ermittelt. Nach Applikation einer konstanten Kraft von 50 N wurden die initialen Stellungen registriert. Die Messungen erfolgten sechsmal nach jeder Belastungsserie unter Aufrechterhaltung der Zugbelastung an dem jeweiligen Belastungszyklus.

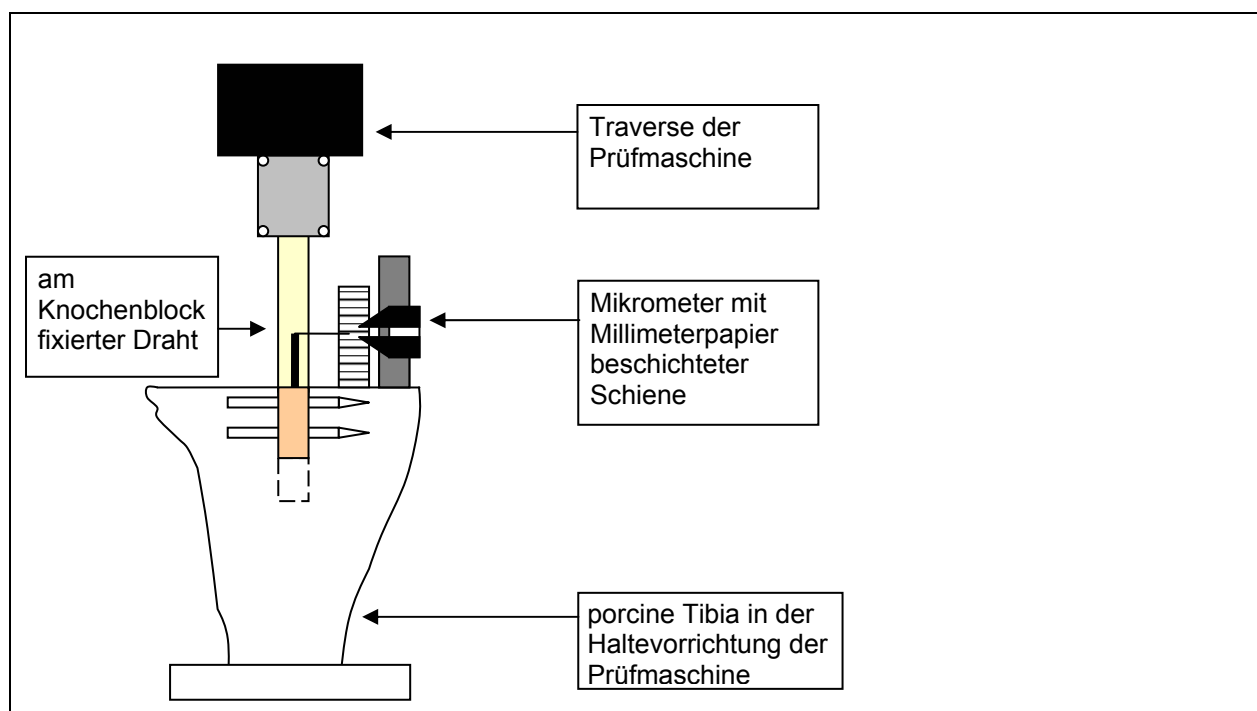


Abb.20) Schematische Darstellung der Messvorrichtung zur Ermittlung der Knochenblockbewegungen im tibialen Transplantattunnel unter submaximaler, zyklischer Zugbelastung. Der Weg der Messtraverse stellte die Bewegung im Gesamtsystem der Transplantat-Tibia-Konstrukte dar. An der planen Tibiaoberfläche fixiertes digitales Mikrometer (Fa. Mitutoyo) zur Bestimmung der Relativbewegung des tibialen Knochenblocks über einen am Knochenblock befestigten Draht.

3.4.2 Ergebnisse

Unter der submaximalen zyklischen Belastung kam es bis zum 1000. Zyklus in keiner der Testgruppen A, B und C zu einem Versagen der Verankerung oder des Transplantates.

Die mittlere maximale Bewegungsstrecke (S_{\max}) der Messtraverse der Universalprüfmaschine unter zyklischer Zugbelastung von 50 bis 360 N der getesteten Transplantat-Tibia-Konstrukte war bei allen drei Gruppen nahezu identisch. Signifikante Unterschiede konnten nicht dargestellt werden. Zu Beginn des 100. Zyklus war ein steiler Anstieg und mit einem nachfolgenden plateauförmigen Verlauf bis zum 1000. Zyklus zu verzeichnen. Die isolierten BPTB-Transplantate ohne Verankerungstechnik als Kontrollgruppe zeigten einen äquivalenten Verlauf.

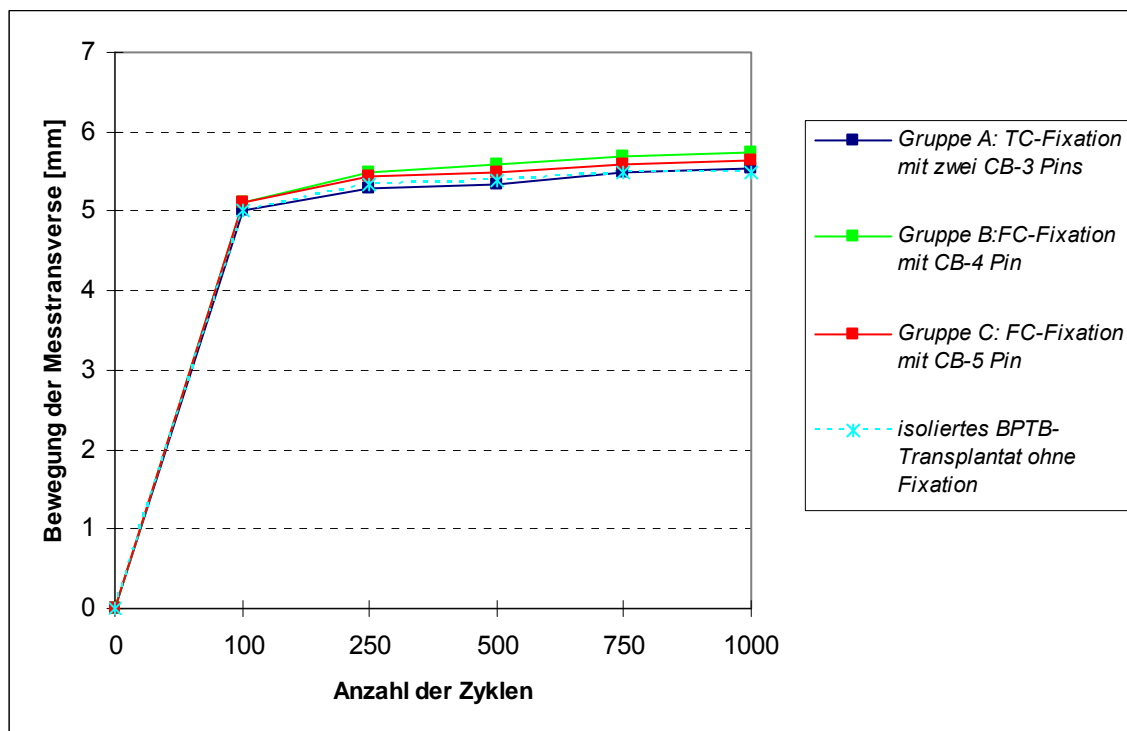


Abb. 21) Graphische Darstellung des mittleren maximalen Traversenweges an den entsprechenden Lastzyklen der getesteten BPTB-Transplantat-Tibia-Konstrukte unter submaximaler Zugbelastungen zwischen 50 und 360 N in den drei Gruppen A, B und C. Im Vergleich der mittlere Traversenweg von isolierten BPTB-Transplantaten ohne Verankerungstechnik.

In Abbildung 22 ist das mittlere maximale Bewegungsausmaß (s_{\max}) der tibialen Transplantatblöcke im tibialen Transplantattunnel unter zyklischer Belastung dargestellt. Die Kurven wiesen bis zum 100. Lastzyklus einen steilen Anstieg auf und gehen danach in einen annähernd plateauförmigen Verlauf über. Das Bewegungsausmaß der Transplantatblöcke am 1000. Lastzyklus unter zyklischer Zugbelastung betrug im Median 1,25 mm \pm 0,1 mm in der Gruppe A, 1,2 mm \pm 0,1 mm in Gruppe B und 1,2 mm \pm 0,09 mm in Gruppe C.

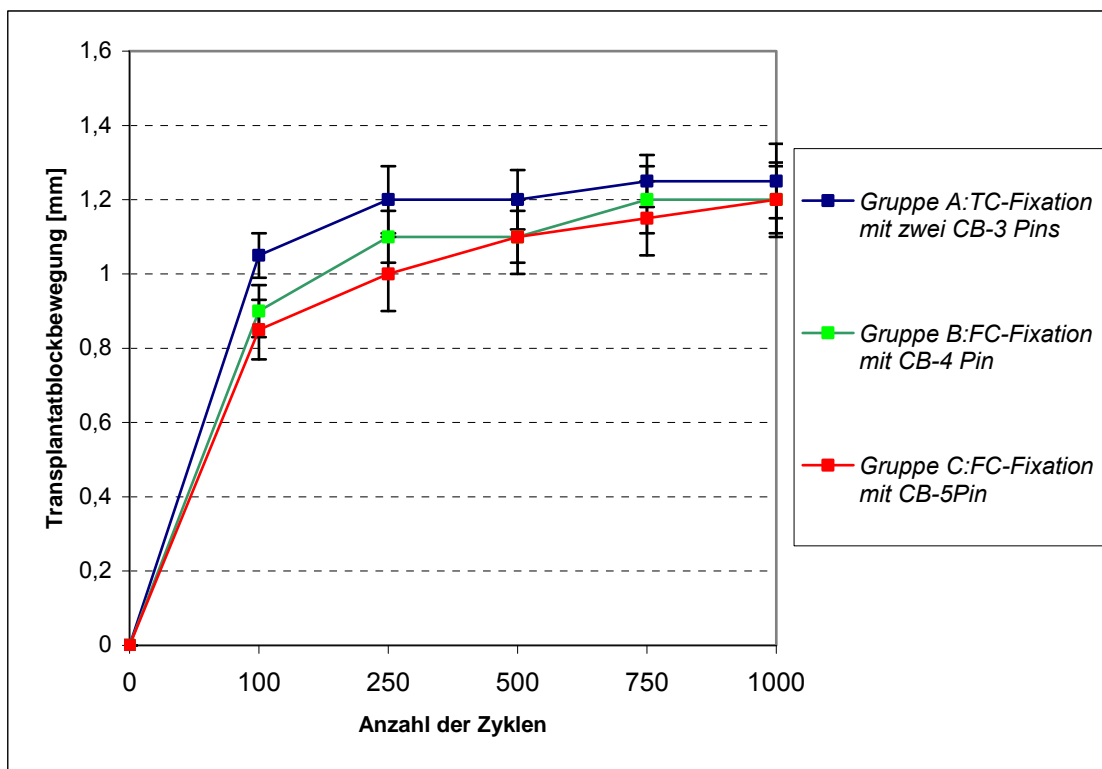


Abb. 22). Graphische Darstellung der mittleren maximalen Transplantatblockbewegungen mit Standardabweichungen im tibialen Transplantattunnel unter zyklischen Zugbelastungen zwischen 50 und 360 N in den drei Gruppen A, B und C an den entsprechenden Lastzyklen. Steiler Kurvenanstieg bis zum 100. Belastungszyklus, danach Übergang der Kurven in einen plateauförmigen Verlauf.

3.5 Maximale Versagenslast der BPTB-Transplantat-Tibia- Konstrukte nach der zyklischen submaximalen Vorbelastung

3.5.1 Material und Methoden

Zur Überprüfung, ob es unter der zyklischen submaximalen Belastung zu einer strukturellen Schwächung der Cross-Pin Fixation kommt, wurden die fünf Testpräparate jeder Gruppe, die zuvor dynamisch belastet worden waren, im Anschluss nochmals einer Maximalbelastung bis zum Fixationsversagen unterzogen (s. Abbildung 19).

Der Versuchsablauf war identisch mit dem der einmaligen Maximalbelastungsversuche und wurde unter denselben Bedingungen durchgeführt.

3.5.2 Ergebnisse

Die mittlere maximale Versagenslast (F_{\max}) betrug in der *Gruppe A* 758 ± 65 N, in der *Gruppe B* $749 \pm 128,4$ N und $886 \pm 154,4$ N in der *Gruppe C*.

Der niedrigste Einzelwert war mit 546 N in der Gruppe B, der höchste Einzelwert mit 1077 N in der Gruppe C zu verzeichnen.

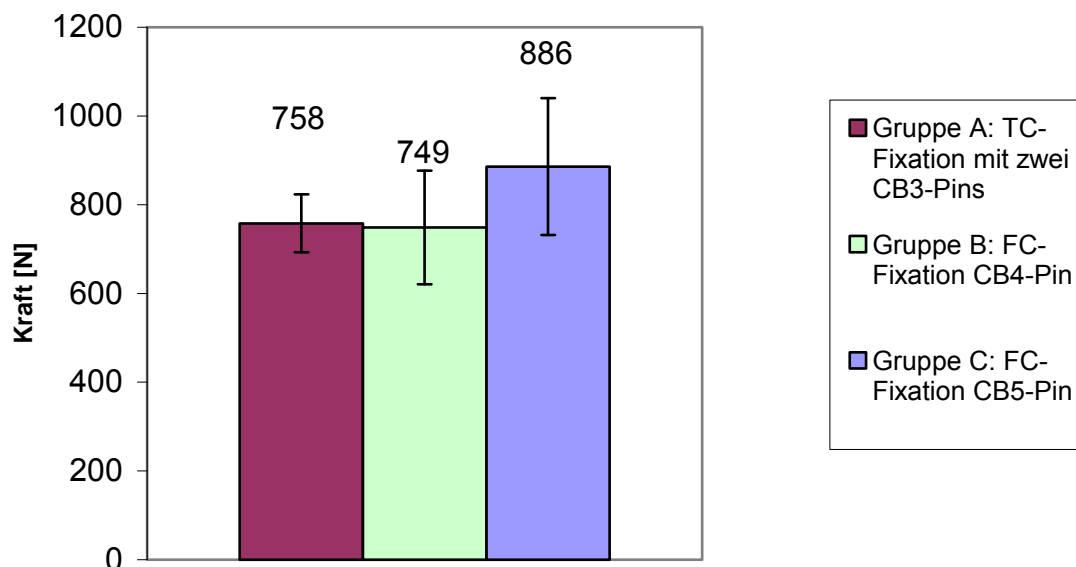


Abb. 23) Balkendiagramm zur Darstellung der mittleren maximalen Versagenslast mit Standardabweichungen der Cross-Pin Fixationen in den drei Gruppen A, B und C nach der zuvor erfolgten zyklischen submaximalen Belastung.

Die Unterschiede in der mittleren maximalen Versagenslast zwischen den Testgruppen mit einmaliger Maximalbelastung und den Gruppen mit der Maximalbelastung nach vorausgegangener submaximaler zyklischer Belastung waren minimal und statistisch nicht signifikant (Gruppe A $p \geq 0,12$, Gruppe B $p \geq 0,34$, Gruppe C $p \geq 0,28$)

Damit konnte der Nachweis erbracht werden, dass durch die dynamische Vorbelastung keine Schwächung der Cross-Pin Fixationen verursacht worden war.

4. Diskussion

Das Ziel dieser Studie war die biomechanische Testung von drei tibialen Verankerungsmethoden des Bone-Patellar Tendon-Bone-Transplantates. Untersucht wurden an procinen Testpräparaten Fixierungen des Knochenblockes mit Hilfe von bovinen CB-Pins. Der Schwerpunkt wurde dabei auf die tibiale Verankerung mit einer direkten axialen Krafteinwirkung gelegt, um das volle Potenzial der Fixationstechnik zu ermitteln. Inwieweit sich die Verankerungstechniken und die CB-Pins für den Einsatz als Fixationselement in der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes eignen, soll im folgendem diskutiert werden.

4.1 Diskussion des Versuchsmodelles, der verwendeten Materialien und der Methodik

Ein direkter Vergleich von Messparametern verschiedener Fixationsverfahren mit Hilfe des BPTB-Transplantates ist nur dann möglich, wenn die biomechanischen Festigkeitswerte unter vergleichbaren Versuchsbedingungen ermittelt wurden. Aufgrund von differierenden Testmaterialien, einer unterschiedlichen Präparateauswahl und der jeweiligen Testprotokolle in den bisher veröffentlichten Studien ist dies nur bedingt möglich.

Idealerweise sollten Versuchsreihen bei biomechanischen Untersuchungen mit Testpräparaten durchgeführt werden, die der Spezies entstammen, für die die wissenschaftlichen Untersuchungen geplant sind. Humane Kniepräparate standen in so einer großen Anzahl mit vergleichbarer homogener Altersverteilung allerdings nicht zur Verfügung. Als Alternative wurden porcine Testpräparate in mehreren experimentellen biomechanischen Studien erfolgreich beschrieben und eingesetzt (Seil et al. 1998, Adam et al. 2001, Kousa et al. 2001). Nach Seil und Mitarbeitern von 1998 scheinen zwischen porcinen und humanen Knochenpräparaten beim Einsatz der Interferenzschraubentechnik bezüglich der maximalen Haltekraft nur geringe Unterschiede zu bestehen. Adam et al. gehen von einem anerkannten Tiermodell für experimentelle Arbeiten aus (Adam et al. 2001). Durch die Verwendung von porcinen Testpräparaten gleichen Alters können homogene Knochenqualitäten erreicht werden, wodurch die Vergleichbarkeit in den Testgruppen der Studie erhöht werden kann. Allerdings sind die Ergebnisse durch die Verwendung von tierischen Exemplaren nur unzureichend auf die Bedingungen im humanen Präparat übertragbar.

Die in dieser Arbeit verwendete Versuchsanordnung mit drei experimentellen Verankerungstechniken unterliegt bezüglich der Vergleichbarkeit mit etablierten Verankerungsmethoden und der Aussagekraft der Messwerte Einschränkungen. Eine Vergleichsgruppe als vierte Testreihe mit der Interferenzschraubentechnik aus

biorobierbaren Elementen aus PGA und PLA oder den bisher bekannten Cross-Pin Fixationssystemen und dem porcinen Bone-Patellar Tendon-Bone-Transplantat wurde nicht implementiert. Aufgrund der hohen Anzahl an verschiedenen Interferenzschraubentypen von unterschiedlichen Herstellern und auf dem Markt befindlichen Materialien wurde hiervon Abstand genommen.

Eine Rekonstruktionstechnik des vorderen Kreuzbandes besteht nicht nur aus einer einzelnen Struktur, sondern ist ein komplexes Konstrukt aus Transplantat, der Verankerungstechnik, dem femoralen und/oder tibialen Knochenanteil und der Knochenspongiosa. Die Literatur mit biomechanischen Studien stellt bisher folgende verschiedene Testaufbauten dar, die eine unterschiedliche Aussagekraft der Messwerte und Übertragbarkeit der Beobachtungen auf die einzelnen beteiligten Strukturen zulässt:

- *Transplantat isoliert* - Diese Art der Untersuchung gibt Auskunft, ob das Transplantatgewebe in der Struktur und den biomechanischen Eigenschaften mit dem nativen vorderen Kreuzband vergleichbar ist.
- *Transplantat + Fixation* – Das Transplantat wird mit unterschiedlichen Verankerungen getestet werden, ohne das humane oder tierische Komponenten als Widerlager einen Einfluss auf das Testsystem haben. In der Regel kommen in Dichte und Stabilität bekannte und standardisierte Widerlager zur Anwendung.
- *Transplantat + Fixation + Femur/Tibia* – Die Testung erlaubt die Simulation einer klinisch genutzten Rekonstruktionstechnik. Aufgrund der möglichen unterschiedlichen Knochendichte wird nur die tibiale oder femorale Seite getestet werden, damit nicht die biomechanisch schwächste Achse das System limitiert.
- *Komplette Rekonstruktion des VKB im Kniegelenk* – Hier wird das komplette System mit einem höheren Realitätsbezug getestet. Allerdings sind eine Vielzahl an Strukturen und Faktoren mit unterschiedlichen biomechanischen Eigenschaften beteiligt, die eine Zuordnung zu beobachteten Ergebnissen nicht immer sicher zulassen.

Da die Bewertung der Verankerungsfestigkeit von drei experimentellen Fixationsmethoden als Ziel der Arbeit im Vordergrund stand, wurde das Versuchsmodell wie oben beschrieben auf die Rekonstruktion der tibialen Achse vereinfacht. Diese wird zusätzlich aufgrund der weniger dichten Spongiosa von einigen Autoren als problematischer angesehen (Brown et al. 1993, Ishibashi et al. 1997, Beynnon et al 1998, Fu et al 1999, Scheffler et al 2002). Die Messwerte und beobachteten Veränderungen können aufgrund der begrenzten Komplexität

der Strukturen unter den Testbedingungen besser zugeordnet werden, als bei einer kompletten Rekonstruktion auf beiden Achsen des Transplantates. Bei einer Reduktion des Testaufbaus nur auf die femorale Fixation kann es hingegen zu einer Überbewertung der Haltekraft der Verankerungstechnik aufgrund der höheren Spongiosadichte kommen. Die Transplantatbelastung in der Tunnellängsachse steht physiologischerweise nicht im Vordergrund (Javinen et al 1994), allerdings lässt sich erst in dem sog. worst-case-Szenario das volle Potential einer Fixationsmethode ermitteln. Die Kombination von Zug- und Scherkräften in leichtgradiger Beugestellung des Kniegelenkes kann zu einer geringeren Belastung der Bandinsertionspunkte, vor allem der femoralen Verankerungsachse, führen.

Um die Frage nach dem realen Ausmaß der Belastung auf das vordere Kreuzband bei Streck- und Beugebewegungen im Kniegelenk grundlegend beantworten zu können, sind Methoden erforderlich, die eine in-vivo Messung der am intakten und zusätzlich rekonstruierten VKB ansetzenden Kräfte am Menschen erlauben würde. Zum heutigen Zeitpunkt existiert bislang nach Studienlage keine aussagekräftige Methode. Daher gibt es auch keine wissenschaftlich belegten Belastungswerte als Mindestanforderung, die einen orientierenden Standard für Rekonstruktionen definieren können. Der bisher in der Literatur und von vielen Autoren angegebene Wert von ca. 450 N Haltekraft als Minimalanforderung basiert nach Noyes et al. von 1984 auf einer Einschätzung. Die Bestimmung der maximalen Versagenslast einer experimentellen Verankerungstechnik wird trotzdem in vielen biomechanischen Studien angewandt, um das obere Limit einer Verankerungstechnik einzustufen und miteinander vergleichen zu können.

Ein einmaliger Belastungsversuch (*single-cycle load-to-failure*) stellt lediglich das obere Limit einer Verankerungstechnik dar, um Aussagen der maximalen Haltekraft bei unvorhergesehenen Krafteinwirkungen treffen zu können. Während der intensiven Rehabilitationsphase nach einer operativen Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes sollte dies nach Möglichkeit verhindert werden. Es kommt vielmehr zu repetitiven Belastungen im submaximalen Bereich. Nach Scheffler et al. von 2002 sollte demnach die Verankerungsstabilität unter differenzierten Belastungsmethoden untersucht werden. Die zyklische Belastung mit submaximaler Kraft (*cyclic-loading*) stellt eine der Möglichkeiten dar (Beynon und Amis 1998). Das Testprotokoll in dieser Arbeit für die biomechanischen Untersuchungen enthielt zyklische Transplantatbelastungen von 50 bis 360 N. Dies entspricht bis zu 40 % der maximalen Versagenslast der drei untersuchten Cross-Pinfixationen. In vergleichbaren und bisher veröffentlichten biomechanischen Untersuchungen sind zyklische und submaximale Belastungen mit deutlich geringeren Kräften von 150 bis 250 N durchgeführt worden, die von einigen Autoren als gemäßigte oder moderate Belastung in der postoperativen Phase erachtet werden (Seil et al. 1998, Becker et

al. 2001, Brown Jr et al. 2004, Zantop et al. 2005). Yamanaka et al. führten dagegen 1999 bei verschiedenen femoralen Verankerungstechniken ein differenziertes Verfahren durch. Sie definierten ein Bewegungsausmaß von zwei Millimetern unter den zyklischen Belastungen und ermittelten die dafür notwendige Krafteinwirkung auf die Rekonstruktion. Es wurden dabei Kräfte von 0 bis annähernd 260 N festgestellt (Yamanaka et al. 1999).

Die Frage nach der notwendigen oder ausreichenden Anzahl an Zyklen einer submaximalen Belastungsreihe kann nicht grundlegend geklärt werden. Obwohl man davon ausgehen kann, dass während einer postoperativen Rehabilitationsphase deutlich mehr als 1000 Belastungszyklen pro Woche auf das Ersatztransplantat einwirken, sind in dieser Arbeit und in vergleichbaren biomechanischen Untersuchungen mit zyklischen, submaximalen Zugbelastungen von Fixationstechniken des BPTB-Transplantates ab dem 800. – 1000. Messzyklus die zu beobachtenden Veränderungen nur noch gering ausgeprägt, so dass eine Reduzierung auf 1000 Zyklen sinnvoll erscheint (Seil et al. 1998, Becker et al. 2001, Brown Jr. et al. 2004, Zantop et al. 2005). Honl und Mitarbeiter veranschlagten 2002 als Simulation für die ersten vier postoperativen Wochen eine Belastung mit ca. 60.000 Zyklen und ermittelten beim Vergleich von drei verschiedenen tibialen Fixationstechniken für das Patellarsehnentransplantat unter submaximaler Zugbelastung keine signifikanten Veränderungen der relativen Knochenblockbewegung in der Interferenzschraubengruppe ab dem 2000. Messzyklus.

Die zyklische submaximale Belastung ist, wie bereits dargestellt, eine sinnvolle Ergänzung im biomechanischen Testprotokoll zur Simulation einer realistischen Belastung und Evaluierung einer Verankerungstechnik des vorderen Kreuzbandes. Um nicht nur Aussagen über das erfolgreiche absolvieren der Tests und die computergeneriert ermittelte Bewegung der Gesamtkonstruktion bestehend aus Transplantat, Fixationstechnik und Tibia oder Femur machen zu können, war in meiner Arbeit die Entwicklung einer Methode zur Bestimmung einer möglichen Transplantatknochenblockbewegung nötig. Durch die Messung der Bewegung des Transplantatknochenblockes unter einer physikalischen Belastung können Aussagen über eine Auslockerung und eine sich ausbildende Laxizität der Verankerungstechnik getroffen werden, welche eine wichtige Kenngröße in der klinischen Anwendung darstellt. Die Methode zur Messung der Knochenblockbewegung unter zyklischer submaximaler Zugbelastung wurde nach dem System von Honl et al. 2002 mit einem Bewegungsmesser (*Extensometer*) und der von Höher et al. von 1998 mit einem Markierungssystem modifiziert und entwickelt. Höher verwendete drei Markierungen und maß mit einem optischen System (*motion analysis™*) die Relativbewegung von Markierungen zueinander unter der zyklischen Versuchsbelastung. Eine Markierung befand

sich an der Prüfmaschine und zwei weitere Markierungen an dem Sehnentransplantat (*M. Semitendinosus*). Die manuelle Messmethode in dieser Arbeit ist bisher in biomechanischen Studien noch nicht angewendet oder beschrieben worden. Messungen in Vorversuchen unter standardisierten Blockbewegungen erbrachten einen Standardmessfehler von 0,1 mm. Brown et al. ermittelte 2004 mit einer optischen Messmethode eine relative Bewegung des BPTB-Transplantates im Verhältnis zum Knochen mit $1,53 \pm 0,42$ mm in der Interferenzschraubengruppe nach dem 1000. Zyklus bei einem Messfehler von 0,097 mm. Honl und Mitarbeiter verwendeten 2002 ein digitales Extensometer, um die Bewegung des femoralen Knochenblockes des BPTB-Transplantates darzustellen. Es wurde nach 60.000 Zyklen eine Bewegung von 1 mm bei einer Belastung von 30 bis 300 N gemessen. Becker und Mitarbeiter stellten 2001 eine rechnerisch ermittelte Bewegung der Verankerungsebene des Patellarsehnentransplantates in der Interferenzschraubenfixation nach 800 Zyklen von $0,9 \pm 0,4$ mm fest (Becker et al. 2001). Adam et al. setzen 2001 die wohl genaueste Methode (*RSA, stereometrische Röntgen Analyse*) ein, um eine Bewegung der Fixation unter ansteigender Zugbelastung darzustellen. Für die Titaninterferenzschrauben wurde eine Bewegung im Submillimeterbereich von $0,23 \pm 0,13$ mm und für die Bioscrews® von $0,07 \pm 0,04$ mm beobachtet (Adam et al. 2001).

4.2 Diskussion der Ergebnisse im Vergleich mit der Interferenzschraubenfixation und biomechanischen Untersuchungen in der Cross-Pin Fixationstechnik mit dem BPTB-Transplantat

Die von Rupp et al. bezeichnete Primärstabilität der vorderen Kreuzbandrekonstruktion mit dem BPTB-Transplantat hängt vorrangig von der Verankerungsfestigkeit der Transplantatblöcke ab, da die Zugfestigkeit der Patellarsehne in den ersten Wochen auch unter den Bedingungen der Avaskularität die Fixationsfestigkeit übersteigt (Rupp et al. 2000). In der 4-12 Wochen dauernden Einheilungsphase (Clancy et al. 1981, Corsetti et al. 1996, Papageorgiou et al. 2001) der Knochenblöcke muss die Transplantatfixation, die in der Rehabilitation auf sie einwirkenden geplanten repetitiven submaximalen Belastungen, die bei plötzlichen Ausrutsch-, Wegknick- und Stolperereignissen auch darüber hinausgehen können, standhalten ohne nachzugeben, auszulockern oder gar auszureißen (Noyes et al. 1984, Markolf et al. 1996).

Am häufigsten und intensivsten untersucht ist die Interferenzschraubenfixation, die in den letzten Jahren zunehmend mit biodegradablen Schrauben durchgeführt wird. Insofern stellen die in-vitro ermittelten Werte für die Verankerungsfestigkeit des mit Interferenzschrauben

fixierten BPTB-Transplantates einen Referenzstandard zur biomechanischen Bewertung von neu entwickelten und klinisch noch nicht geläufigen Fixationstechniken dar. Die transtendinöse Frontcross-Technik mit CB-Pins als Modifikation der Cross-Pin Fixation ist in der Literatur bisher nicht beschrieben worden, so dass eine Testung der CB-Pins zunächst im isolierten Druckbelastungsversuch mit den porcinen Testpräparaten erfolgte, um die biomechanischen Eigenschaften und den Versagensmodus in dem verwendeten Versuchsmodell zu untersuchen. Die Festigkeitseigenschaften der CB-Pins wurden zwar nach DI-Norm untersucht (Hofmann et al. 2003), aber eine Eignung zur speziellen Verwendung als Verankerungselement für die Cross-Pin Fixation ist bisher nicht geklärt.

Die Haltekraft der Cross-Pin Fixation hängt außer von der Pinfestigkeit, maßgeblich von der Verankerungsfestigkeit im spongiosen Knochen ab. Für eine sichere Verankerung wird angenommen, dass die Pins beidseits des Transplantattunnels über eine ausreichend lange Strecke im Knochen implantiert sein sollten. Ob allerdings eine veränderte Anlage der Pins, aus z.B. anatomischen Gründen, einen biomechanischen Einfluss auf die Verankerungsfestigkeit und Steifigkeit hat, wurde bisher noch in keiner Studie mit Cross-Pin Fixationen untersucht. Die CB-Pins zeigten in den untersuchten Stärken eine ausreichende biomechanische Stabilität unter der physikalischen Belastung. Neben der Eignung als experimentelles Fixationselement für das BPTB-Transplantat bestätigte der Versuchsteil eine im Durchschnitt höhere Verankerungsfestigkeit und Steifigkeit bei einer gleichmäßigen und optimalen Verteilung der Pins zu beiden Seiten des Transplantattunnels. Aufgrund dieser Ergebnisse ist eine exakte Positionierung der CB-Pins zu beiden Seiten des Transplantattunnels von Vorteil, um eine möglichst hohe Bruchfestigkeit und Steifigkeit der Verankerung des BPTB-Transplantates zu erzielen.

Die Versuche zur Testung der Pins im isolierten Druckbelastungstest und die Untersuchungen der tibialen Rekonstruktionen zeigten zwei unterschiedliche Versagensmodi der CB-Pins auf. Der beobachtete Versagensmodus mit einem Bruch im mittleren Anteil des Pins und einem Abkippen der Bruchstücke nach kaudal bzw. kranial sorgte für eine Beteiligung der Pinauflagefläche bzw. des Pinkanaldaches, während bei einem Herausbrechen des mittleren kompletten Anteils des CB-Pins die restlichen Bruchstücke formschlüssig im Pinkanal lagen und die umliegende Spongiosa nicht beteiligt wurde. Bei Kraft- und Zugbelastung von über 800 N verdrängen die Bruchstücke die entsprechende Struktur. Die Spongiosa bildet folglich unter Maximalbelastung die schwächste Stelle. Ein strukturelles Nachgeben in diesem Bereich stellt folglich das Resultat durch die Verdrängung der Bruchstücke dar. Weitere Untersuchungen an humanen Präparaten sollten klären, ob dieses Verhalten der CB-Pins aufgrund einer möglicherweise unterschiedlichen

Spongiosastruktur auch zu beobachten ist, und ob die hier ermittelte Verankerungsfestigkeit der CB-Pins erreicht wird.

Bei der Interferenzschraubenfixation hängt die Verankerungsfestigkeit des BPTB-Transplantates maßgeblich von der Knochenqualität ab. An Testpräparaten älterer Individuen wurde mit Mittelwerten von 383-565 N eine deutlich niedrigere Ausreißfestigkeit als an Testpräparaten jüngerer Individuen ermittelt (Brown et al. 1996, Johnson et al. 1996, Aune et al. 1998). Bei der Cross-Pin Fixation ist davon auszugehen, dass die Knochenqualität einen geringeren Einfluss auf die Verankerungsfestigkeit hat, bedingt durch die langstreckige, transtibiale oder transfemorale Pinimplantation in die Spongiosa.

Beim Vergleich von biomechanischen Untersuchungen mit der biodegradablen Interferenzschraubenfixation unter ähnlichen Versuchsbedingungen zeigt sich, dass zwischen der maximalen Versagenslast der Cross-Pin Fixation in der TC-Technik mit zwei CB3-Pins sowie in der FC-Technik mit einem CB4-Pin kein wesentlicher Unterschied besteht. Für die FC-Fixation mit dem CB5-Pin wurde mit 906 ± 176 N eine deutlich höhere Verankerungsfestigkeit bestimmt.

Adam et al. ermittelten an porcinen Testpräparaten für die tibiale Fixation (*Tunnel-Ø 10 mm*) des BPTB-Transplantates mit einer 7 X 25 mm PLA-Schraube (*BioScrew®*, *Linvatec*) unter ansteigender Zugbelastung in 50 N-Schritten eine mittl. maximale Versagenslast von 745 ± 81 N. An 8 der 10 Testpräparaten kam es dabei zu einem Ausriss des Knochenblockes unter Abraspelung der Blockspongiosa durch das Schraubengewinde. Bei 400 N Belastung wurde eine Blockmigration im Transplantattunnel von 0,1 mm gemessen (Adam et al. 2001).

An porcinen Testpräparaten und unter Verwendung einer 7 X 23 mm biodegradablen Schraube (*Ahtrex®*) zur tibialen Fixation des BPTB-Transplantates (*Tunnel-Ø 10 mm*) wurden von Seil et al. 1998 unter zyklischer, submaximaler Belastung mit 500 Lastzyklen zwischen 60-200 N keine Transplantatmigration festgestellt. In dem anschließenden Maximalbelastungsversuch wurde eine mittlere maximale Versagenslast von 797 ± 87 N bei einer Streubreite von 362 – 1101 N ermittelt.

Kousa et al. untersuchten ebenfalls an porcinen Testpräparaten die Fixation des BPTB-Transplantates im tibialen Tunnel (*Ø 9 mm*) mit einer 7 X 25 mm PLA-Schraube (*BioxImplants®*) unter zyklischer Belastung mit 100 Lastzyklen pro Belastungsstufe von 50 N bis zur Endbelastung mit 800 N. Die mittlere Belastung, bei der ein signifikantes Rutschen des Transplantates durch Nachgeben der Fixation registriert wurde (Yield Load), betrug 605 ± 142 N. Bei der anschließenden Maximalbelastung an den Testpräparaten, die noch kein

Fixationsversagen aufwiesen, wurde die mittl. maximale Ausreißkraft der Transplantatblöcke mit 708 ± 115 N bestimmt (Kousa et al. 2001).

Bei der Cross-Pin Fixation findet ein abruptes Fixationsversagen statt. Eine vorgeschaltete Yield Load, bei der ein Nachgeben der Fixation und damit verbunden ein irreversibles, unter klinischen Bedingungen zur Transplantatlaxizität und Reinstabilität führendes Rutschen der Transplantatblöcke eintritt, konnte auch bei der in dieser Arbeit untersuchten Cross-Pin Fixationstechnik mit CB-Pins nicht festgestellt werden. Die gemessenen Bewegungen der Transplantatblöcke im tibialen Transplantattunnel unter der zyklischen Belastung von 50 bis 360 N betrugen am 1000. Lastzyklus im Mittel $1,3 \pm 0,1$ mm in der Gruppe A, $1,2 \pm 0,1$ mm in der Gruppe B und $1,2 \pm 0,09$ mm in der Gruppe C. Die Blockbewegungen beruhten wahrscheinlich auf einer reversiblen und elastischen Verformung der Pins und der sie umgebenden Spongiosa. Weitere Studien mit differenzierter Messtechnik könnten dies zur Klärung bringen. Eine durch die dynamische, submaximale Belastung bedingte Schwächung der Cross-Pin Fixationen war nicht festzustellen, da an den zuvor zyklisch belasteten Testpräparaten nahezu die gleiche maximale Versagenslast ermittelt wurde, wie an den zuvor getesteten Präparaten mit alleiniger ansteigender maximaler Zugbelastung.

Es wurden bislang nur wenige biomechanische Studien mit der Cross-Pin Technik bei BPTB-Transplantaten durchgeführt, wobei nur eine Arbeit zyklische submaximale Belastungen enthält. Von Weimann et al. wurde 2003 eine Studie zur Verankerung von humanen BPTB-Transplantaten (*mittl. Alter von 55 J.*) in bovinen Tibiae (*Tunnel-Ø 9 mm*) mit zwei 2,7 mm PLA-Pins (*Rigidfix™*) in der Transcross-Technik, und einer biodegradablen Interferenzschraubenfixation (*8 x 20 mm Absolute, Innovative Devices*) unter kontinuierlich ansteigender Zugbelastung in der Tunnellängsachse durchgeführt. Für die TC-Fixation wurde, bedingt durch plastische Verbiegung der PLA-Pins, eine Yield-Load von $402,2 \pm 122,4$ N ermittelt. Die mittlere maximale Versagenslast betrug $524,6 \pm 136,6$ N. Die Interferenzschraubenfixation wies eine mittlere Yield Load von ebenfalls 402 N und eine mittlere maximale Versagenslast von $517,6 \pm 165,5$ N auf.

In einer weiteren Studie aus dem Jahr 2004 von Zantop et al. wurden unter identischen Versuchsbedingungen an bovinen Tibiapräparaten mit humanen BPTB-Transplantaten in drei unterschiedlichen Knochenblockgrößen (*8 x 30 mm, 9 x 30 mm, 10 x 30 mm*), die Verankerungsfestigkeit des RigidFix-System mit zwei 2,7 mm PLA-Pins, der bioresorbierbaren Interferenzschraubenfixation (*7, 8 und 9 X 23 mm Aboslute, Innovative Devices*) und die Cross-Pin Fixation mit einem 2 mm PLA-Pin (*Linvatec*) und einem 3,2 mm PLA-Pin (*Linvatec*) untersucht. Die mittlere maximale Versagenslast lag in allen Gruppen mit

Verwendung eines 10 mm breiten Knochenblockes ca. 130 N unter den in dieser Arbeit vorgestellten Cross-Pin Fixationen in der TC- und FC-Technik. Die höchste ermittelte Versagenslast betrug $609,2 \pm 74,6$ N bei Verwendung der 3,2 mm PLA-Pins. Bei den 10 Testpräparaten mit der Interferenzschraubenfixation erfolgte in zehn Fällen ein Ausreißen der Knochenblöcke. In der Crosspin-Gruppe mit dem 3,2 mm PLA-Pin wurde zehnmal ein Knochenblockbruch verzeichnet, beim Rigidfix-System bei fünf Exemplaren, sowie in sieben Fällen bei dem 2 mm PLA-Pin (Zantop et al. 2004).

Aufgrund der Tatsache, dass sich keine Unterschiede bei der Verwendung von einem einzelnen Pin im Vergleich zu dem RigidFix-System mit zwei Pins ergaben, schließen die Autoren keinen Vorteil aus der Verwendung eines zweiten distalen Pins. Nach den eigenen Erfahrungen mit der TC-Fixation unter Verwendung von zwei CB3-Pins und den Untersuchungsergebnissen, ist eine Schwächung der Transplantatknochenblöcke nicht zu erwarten, wenn die Blocklänge mind. 20 mm und die Blockbreite an der Kortikalisseite mindestens 9 mm beträgt, sowie die Pins den Knochenblock mittig durchqueren.

In einer nachfolgenden publizierten Studie aus dem Jahr 2005 wurden von Zantop und Mitarbeitern nach dem bekannten Versuchsmodell humane BPTB-Transplantate (*mittl. Alter von 45 J.*) in bovinen Tibiae mit zwei 2,7 mm PLA-Pins mit einer Länge von 42 mm (*Rigidfix™*) in der TC-Technik und einer 7 x 20, 8 x 20 und einer 9 x 20 mm biodegradablen Interferenzschraube (*Absolute, Innovative Devices*) bei drei verschiedenen Blockgrößen von 8 x 30, 9 x 30 und 10 x 30 mm unter kontinuierlich ansteigender Zugbelastung in der Tunnellängsachse und zusätzlich unter zyklischer submaximaler Belastung von 50 bis 250 N mit 1000 Zyklen mit einer Frequenz von 1 Hz durchgeführt. Die Transplantate mit 8 x 30 mm großen Blöcken versagten im Durchschnitt nach 124 ± 34 Zyklen, die restlichen Testexemplare überstanden die zyklischen Versuche. Der Einfluss der Knochenblockdimensionen auf die Verankerungsfestigkeit in der Cross-Pin Fixation stellte sich hier überaus deutlich dar. Die maximale Versagenslast mit einem 10 mm breiten Knochenblock nach zyklischer Belastung mit dem Rigidfix-System und der Interferenzschraubenfixation (*Absolute, Innovative Devices*) ist vergleichbar mit der in dieser Arbeit vorgestellten TC- und FC-Fixation mit zwei CB3-Pins und einem CB4-Pin. Die FC-Fixation mit einem CB5-Pin erreichte dabei eine weitaus höhere Versagenslast.

Zantop et al. bestimmten in ihrem Versuchsmodell die gesamte Bewegung des Systems bestehend aus Transplantat und Fixationselement unter der Zugbelastung. Eine getrennte Ermittlung einer möglicherweise isolierten Transplantatblockbewegung unter zyklischer Belastung wurde nicht implementiert. Der Versagensmodus stellte sich im Gegensatz zu den Ergebnissen in dieser Arbeit mit der TC-Technik in 6 von 10 Fällen als Knochenblockfraktur dar. Lediglich in zwei Fällen versagten die Fixationselemente. Es wurde ein Yield Load von

461 \pm 77,9 N ermittelt, der deutlich unter der maximalen Versagenslast lag. Da mit dem Versuchsmodell in dieser Arbeit ein Yield Load nur bei Testpräparaten durch strukturelle Sehnenveränderungen bei höheren Zugbelastungen beobachtet wurde und ein abruptes Versagen in 39 von 45 Fällen durch Pinbruch auftrat, sind Materialunterschiede der Pins aus PLA im Gegensatz zu Pins aus kortikalen Knochen als Ursache zu diskutieren.

4.3 Abschließende Beurteilung

Nach den experimentellen Messwerten in dieser Arbeit zu schließen, stellt die Cross-Pin Fixation des BPTB-Transplantates im Vergleich mit den bislang bekannten Verankerungstechniken über Interferenzschrauben und der Cross-Pin Fixation mit bioresorbierbaren Pins, sowohl in der Transcross- als auch in der Frontcross-Fixation mit bovinen CB-Pins, ein unter den dargestellten Versuchsbedingungen, stabiles und gelenknah durchzuführendes Verankerungsverfahren im porcinen Testmodell dar. Bei korrekter Pinimplantation kann eine Transplantatschädigung ausgeschlossen werden. Dies gilt auch für die transtendinöse Frontcross-Fixation, die den Vorteil aufweist, dass eine zweifache Durchbohrung der tibialen Knochenblöcke entfällt und durch die stabilitätsgünstige Frontabstützung deren Länge möglicherweise noch reduziert werden kann.

Die Positionierung der CB-Pins in der Cross-Pin Technik sollte zur Erreichung einer möglichst hohen Verankerungsfestigkeit und Steifigkeit mit ausreichend langen Pins durchgeführt werden, die zu beiden Seiten des Transplantattunnels gleichmäßig in der Spongiosa zum liegen kommen. Ob dies auch auf die bisher im klinischen Alltag eingesetzten Stifte und Pins in der Cross-Pin Fixation zutrifft, muss in weiteren Studien geklärt werden.

Die ermittelten Stabilitätswerte unter einer einmaligen Maximalbelastungen, sowie zyklischen und submaximalen Zugbelastungen der hier vorgestellten drei Techniken müssen abschließend betrachtet in weiteren Studien unter Einschluss einer oder mehrerer Vergleichsgruppen mit Interferenzschrauben- und Cross-Pin Fixation auch an humanen Testpräparaten bestätigt werden, um eine umfassende Beurteilung der Verankerungstechnik treffen zu können.

5. Zusammenfassung

Einleitung: Für die Verankerung des BPTB-Transplantates zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes existieren unterschiedliche Techniken. Die Suche nach dem idealen Fixationsverfahren ist noch nicht abgeschlossen. Die gelenknahe Cross-Pin Fixation des BPTB-Transplantates in der Transcross- (*TC-Fixation*) und in der Frontcross-Pin-Technik (*FC-Technik*) mit Complete Biological Pins (Tutofix® CB-Pins, Fa. Tutogen) stellt eine mögliche Alternative zu der bisher als „Goldstandard“ eingestuften bioresorbierbaren Interferenzschraubenfixation dar, die in dieser Studie unter biomechanischen Aspekten untersucht wurde.

Material und Methoden: Als Testmodell wurden porcine Kniepräparate verwendet. Initial erfolgte die Präparation von zehn BPTB-Transplantaten, die unter ansteigender Zugbelastung bis zum Versagen getestet wurden. Weiterhin wurden die für die Cross-Pin Fixation verwendeten CB-Pins (n=60) in einem speziellen Belastungsversuch unter axialer Druckbelastung in der Tunnellängsachse isoliert getestet. Die CB-Pins wurden aus von der Firma Tutogen zur Verfügung gestellten, und nach dem Tutoplastverfahren vorprozessierten bovinen Tibiadiaphysen im Biomechanik-Labor der Unfallchirurgischen Klinik der Phillips-Universität Marburg in einer Länge von 50 mm in den Durchmessern von 3, 4 und 5 mm hergestellt. Es wurden zwei unterschiedliche Versuchsreihen durchgeführt um zusätzlich den möglichen Einfluss der Lageverteilung der CB-Pins auf die Verankerungsfestigkeit zu untersuchen. Die biomechanische Testung der tibialen Cross-Pin Fixationen mit den CB-Pins erfolgte mit einem 10 mm breiten BPTB-Transplantat. In drei Gruppen (n=15) eingeteilt, wurden tibiale Verankerungen mit dem BPTB-Transplantat in der Cross-Pin Technik durchgeführt, und bis zum Versagen unter ansteigender Zugbelastung parallel zur Tunnellängsachse in einer Universalprüfmaschine getestet: *Gruppe A*) TC-Fixation mit zwei CB3-Pins im Abstand von 8 mm zueinander, die mittig durch den 25 mm langen Transplantatknochenblock verlaufen, *Gruppe B*) FC-Fixation mit einem CB4-Pin, der direkt vor dem Knochenblock und transtendinös mittig durch die Patellarsehne appliziert wurde, *Gruppe C*) FC-Fixation mit einem in gleicher Weise eingebrachten CB5-Pin.

An weiteren fünf Testpräparaten pro Gruppe wurde eine zyklische submaximale Belastung von 50 bis 360 N mit einer Anzahl von 1000 Zyklen bei einer Frequenz von 1 Hz durchgeführt und zusätzlich das Bewegungsausmaß der tibialen Transplantatknochenblöcke im Transplantattunnel gemessen. Anschließend erfolgte an den zuvor dynamisch belasteten Testpräparaten die Messung der maximalen Versagenslast der drei Cross-Pin Fixationen.

Ergebnisse: Die isolierten porcinen BPTB-Transplantate wiesen eine mittlere maximale Zugfestigkeit von $1316 \pm 108,1$ N und eine Steifigkeit von $176 \pm 68,4$ N/mm auf. Bei 60 % der getesteten Transplantate wurde ein Abriss an der tibialen Knochenblockinsertion

beobachtet, der folglich den biomechanisch schwächsten Anteil des porcinen BPTB-Transplantates darstellte. Die Zugfestigkeit der Patellarsehne liegt im Durchschnitt über der mittleren Bruchfestigkeit der bovinen CB-Pins.

Die CB3-Pins erreichten im isolierten Druckbelastungsversuch eine mittlere Bruchfestigkeit von $392 \pm 119,6$ N, die CB4-Pins von $664 \pm 99,6$ N und die CB5-Pins von $995 \pm 189,4$ N. Die CB-Pins erzielten eine höhere Bruchfestigkeit und Steifigkeit bei einer symmetrischen Verteilung von 50:50, im Vergleich zu einer Verteilung von 30:70 zu beiden Seiten des Transplantattunnels. Die CB-Pins müssen folglich, zur Verwendung als Fixationselement in der Cross-Pin Technik, gleichmäßig beidseits des Transplantattunnels über eine ausreichend lange Strecke in der Spongiosa liegen, um eine möglichst hohe Verankerungsfestigkeit zu erreichen.

Die mittlere maximale Versagenslast der drei tibialen Verankerungsmöglichkeiten der BPTB-Transplantate unter ansteigender Zugbelastung betrug in der Gruppe A 745 ± 158 N, in der Gruppe B 736 ± 63 N und in C $906,5 \pm 136$ N. Alle untersuchten Exemplare der drei Gruppen überstanden ebenfalls die zyklischen submaximalen Zugbelastungsversuche. Die Bewegungsstrecke der Transplantatknochenblöcke im tibialen Transplantattunnel unter der zyklischen Zugbelastung lag beim 1000. Lastzyklus im Median in der Gruppe A bei $1,3 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$, in Gruppe B bei $1,2 \text{ mm} \pm 0,9 \text{ mm}$ und in Gruppe C bei $1,2 \text{ mm} \pm 0,8 \text{ mm}$.

Die mittlere maximale Versagenslast nach der dynamischen Vorbelastung in den drei Gruppen war nicht signifikant geringer als in den Testgruppen unter der einmaligen Maximalbelastung. Damit wurde bewiesen, dass die submaximale zyklische Belastung mit 1000 Zyklen keine Schwächung der dargestellten drei Verankerungstechniken des BPTB-Transplantates verursacht hatte.

Diskussion: Das ausgewählte Testmodell unterliegt aufgrund der Versuchsanordnung und der Verwendung von porcinen Präparaten Einschränkungen in der Aussagekraft und Vergleichbarkeit der Messwerte. Im Vergleich der eigenen mit den publizierten biomechanischen Messwerten zeigte sich, dass die Cross-Pin Fixation in der Transcross-Technik mit zwei CB3-Pins und in der Frontcross-Technik mit einem CB4-Pin nahezu die gleiche Verankerungsfestigkeit für das BPTB-Transplantat erbrachte wie die bioresorbierbare Interferenzschraubenfixation. Mit der FC-Fixation unter Verwendung eines CB5-Pins wurden wesentlich höhere Verankerungsfestigkeiten erzielt. Die Fixation des BPTB-Transplantates mit CB-Pins in der TC- und FC-Technik stellt eine gelenknah durchzuführende Fixationstechnik dar, die unter einmaligen Maximalbelastungen, sowie zyklischen submaximalen Belastungen im untersuchten porcinen Testmodell stabil ist. Weitere Studien unter Einschluss von Vergleichsgruppen müssen klären, ob die ermittelten Stabilitätswerte auch mit humanen Versuchspräparaten ihre Gültigkeit haben.

6. Literaturverzeichnis

Abramowitch SD, Papageorgiou CD, Withrow JD, Gilbert TW, Woo SL (2003) **The effect of initial graft tension on the biomechanical properties of a healing ACL replacement graft: a study in goats.** J Orthop Res 21(4):708-715

Adam F, Pape D, Steimer O, Kohn D, Rupp S (2001) **Biomechanical properties of patellar and hamstring graft fixation for anterior cruciate ligament reconstruction using an interference screw. Experimental study with roentgen stereometric analysis (RSA).** Der Orthopäde 30:649-657

Aglietti P, Buzzi R, Zaccherotti G, De Biase P (1994) **Patellar tendon versus doubled semitendinosus and gracilis tendons for anterior cruciate ligament reconstruction.** Am J Sports Med 1994; 22: 211-217.

Aglietti P, Zaccherotti G, Simoene AJ, Buzzi R (1998) **Anatomic versus non-anatomic fixation in anterior cruciate ligament reconstruction with bone-patellar tendon-bone graft.** Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Vol 6, 1:43-48

Ahmad CS, Gardner TR, Groh M, Arnouk J, Levine WN (2004) **Mechanical properties of soft tissue femoral fixation devices for anterior cruciate ligament reconstruction.** Am J Sports Med 32, No. 3: 635-40

Alm A (1973) **Survival of part of patellar tendon transposed for reconstruction of the anterior cruciate ligament.** Acta Chir Scand 139:443

Alm A, Gillquist (1974) **Reconstruction of the anterior cruciate ligament by using the medial third of the patellar ligament.** Acta Chir Scand 140:289-296

Amiel D, Kleiner JB, Roux RD (1986) **The phenomenon of "ligamentization": Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon.** J Orthop Res 4:162-172

Amis AA, Jakob RP (1998) **Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting.** Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Vol 6:2-12

Attmannspacher W, Dittrich V, Stedtfeld H (1999) **Ersatz des vorderen Kreuzbands in der TransFix®-Technik.** Arthroscopie 12:305-312

Aune A, Ekeland A, Cawley P (1998) **Interference screw fixation of hamstring vs patellar tendon grafts for anterior cruciate ligament reconstruction.** Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc 6:99-102

Becker R, Voigt D, Stärke C, Heymann M, Wilson G, Nebelung W (2001) **Biomechanical properties of quadruple tendon and patellar tendon femoral fixation techniques.** Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc published online:21 June 2001

Bergsma EJ, de Bruijn WC, Rozema FR, Bos RRM, Boering G (1995) **Late degradation tissue response to poly(L-lactide) bone plates and screws.** Biomaterials 25:31

Berns T, Hofmann C, Gotzen L (1997). **Pins und Schrauben aus Kortikalis- Eine Experimentelle Untersuchung der Stabilität im Vergleich mit Implantaten aus Polyglycolsäure.** Hefte Unfallchirurgie 268:1090-1091

Beynnon BD, Amis A (1998) **In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions.** Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc 6 [Suppl 1] : S70-S76

Beynnon BD, Fleming BC (1998) **Anterior cruciate ligament strain in-vivo: a review of previous work .** J Biomech 31:519-525

Bohr H (1976) **Experimental osteoarthritis in the rabbit knee joint.** Acta orthop scand 47:558-565

Böstman O (1991) **Osteolytic changes accompanying degradation of absorbable fracture fixation implants.** J Bone Joint Surg [Br] 73:679-682

Böstmann (1992) **Intense granulomatous inflammatory lesions associated with absorbable internal fixation devices made of polyglycolide in ankle fractures.** Clin Orthop 278:191-199

Boszotta H, Anderl W (2001) **Primary stability with tibial press-fit fixation of patellar ligament graft: AN experimental study in bovine knees.** Arthroscopy 17 (9):963-970

Brand J, Weiler A, Caborn D, Brown C, Johnson D (2000) **Graft fixation in cruciate ligament Reconstruction.** Am J Sports Med 28, No. 5:761-774

Brown C, Hecker A, Hipp J, Myers E, Hayes W (1993) **The biomechanics of interference screw fixation of patellar tendon anterior cruciate ligament grafts.** Am J Sports Med 21, No. 6:880-884

Brown GA, Pena F, Grontvedt T et al. (1996) **Fixation strength of interference screw fixation in bovine, young human and elderly human cadaver knees: influence of insertion torque, tunnel-bone block gap and interference.** Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 3:238-244

Brown CH Jr, Wilson DR, Hecker A, Ferragamo (2004) **Graft-bone motion and tensile properties of hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament femoral graft fixation under cyclic loading.** Arthroscopy 20 (9):922-35

Brückner H (1966) **Eine neue Methode der Kreuzbandplastik.** Chirurg 37:412-414

Caborn DM, Urban WP, Johnson DL et al. (1997) **Biomechanical comparison between bioscrew and titanium alloy interference screws for bone-patellar tendon-bone graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction.** Arthroscopy 13:229-232

- Campbell WC (1939) **Reconstruction of the ligaments of the knee.** Am J Surg 8:473
- Chandratreya AP, Aldridge MJ (2004) **Top tips for RIGIDfix femoral fixation.** Arthroscopy 20 (6):59-61
- Clancy WG, Narechania RG, Rosenberg TD, Gemeiner JG, Wisnfske DD, Lange TA (1981) **Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in rhesus monkeys.** J Bone Joint Surg (A) 63:1270-1284
- Clark R, Olsen RE, Larson BJ, Goble EM, Farrer RP (1998) **Cross-pin femoral fixation: a new technique for hamstring anterior cruciate ligament reconstruction of the knee.** Arthroscopy Vol. 14, 3:258-267
- Cooper D, Deng X, Burstein A, Warren A (1993) **The strength of the central third patellar tendon graft. A biomechanical study.** Am J Sports Med 21:818-823
- Corsetti JR, Jackson DW (1996) **Failure of anterior cruciate ligament reconstruction : The biologic basis.** Clin Orthop 325:42-49
- Dandy D, Gray A (1994) **Anterior cruciate ligament reconstruction with the leeds-Keio prosthesis plus extra-articular tendondesis. Results after six years.** J Bone Joint Surg Br 76:193-197
- Drez D, DeLee J, Holden J, Arnoczky S, Noyes F, Roberts TS (1991) **Anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone allografts. A biological and biomechanical evaluation in goats.** Am J Sports Med 1991; 19: 256-263.
- Eriksson E (1976) **Reconstruction of the anterior cruciate ligament.** Orthop Clin North Am 7:167-179
- Felmet G (1999) **All-Press-Fit, eine Operationsmethode zum vorderen Kreuzbandersatz mit gleichzeitiger femoraler und tibialer Press-Fit_Verankerung.** Arthroscopie 12:299-304
- Fink C, Hoser C, Benedetto KP (1994) **Arthroseentwicklung nach Ruptur des vorderen Kreuzbands. Ein Vergleich operativer und konservativer Therapie.** Unfallchirurg 97:357-361
- Fithian DC, Paxton LW, Goltz DH (2002) **Fate of the anterior cruciate ligament-injured knee.** Orthop Clin North Am. 33(4):621-636, v.
- Fu F, Bennet C, Lattermann C, Ma C (1999) **Current Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Part I** Am J Sports Med 27, No. 6:821-830
- Fu F, Bennet C, Ma C, Menetrey J, Lattermann C (2000) **Current Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Part II** Am J Sports Med 28, No. 1:124-130

Gerich TG, Cassim A, Lattermann C (1997) **Pullout strength of tibial graft fixation in anterior cruciate ligament replacement with patellar tendon graft. Interference screw vs staple fixation in human knees.** Knee Surg Sports Traumatol Arthosc 5: 84-89 (1997)

Gillquist J, Odensten M (1993) **Reconstruction of old anterior cruciate ligament tears with a dacron prosthesis: A prospective study.** Am J Sports Med 21:358-366

Gillquist J, Messner K (1995) **Instrumental analysis of the pivot shift phenomenon after reconstruction of the anterior cruciate ligament.** Int J Sports Med Oct.16(7):484-488

Glousman R, Shields C, Kerlan R, Jobe F, Lombardo S, Yocum L, Tibone J, Gambardella R (1988) **Gore-Tex prosthetic ligament in anterior cruciate deficient knees.** Am J Sports Med 16:321-326

Grana WA, Egle DM, Mahnken R, Goodhart CW (1994) **An analysis of autograft fixation after anterior cruciate ligament reconstruction in a rabbit model.** AM J Sports Med 22:344-351

Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, Garrick JG, Hewett TE, Huston L, Ireland MI, Johnson RJ, Kibler WB, Lephart S, Lewis JL, Lindenfeld Tn, Mandelbaum BR, Marchak P, Teitz CC, Wojtys Em (2000) **Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies.** J Am Acad Orthop Surg 8 (3):141-150

Grontvedt T, Engebretsen L, Bredland T (1996) **Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament using bone patellar tendon grafts with and without augmentation: a prospective, randomized study.** J Bone Joint Surg Br 78.817-822

Grood E, Walz-Hasselfeld K, Holden J, Noyes F, Levy M, Butler D, Jackson D, Drez D (1992) **The correlation between anterior-posterior translation and cross-sectional area of anterior cruciate ligament reconstructions.** J Orthop Res 1992; 10: 878-885

Hanna AW, Pynsent PB, Learmonth DJ, Tubbs ON (2000) **A new computer-based triage tool for patients with knee disorders.** Knee 7:79-86

Harvey A, Thomas NP, Amis AA (2005) **Fixation of the graft in reconstruction of the anterior cruciate ligament.** J Bone Joint Surg (published online) May 2005

Hawkins RJ, Missamore GW, Merrit TR (1986) **Follow-up of the acute isolated anterior cruciate ligament tear.** Am J Sports Med May-Jun 14(3):205-210

Hertel P (1997) **Technik der offenen Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes mit autologer Patellarsehne. Anatomische Rekonstruktion in der schraubenfreien Press-Fit-Technik.** Arthroskopie 10: 240-245

Hoffmann R, Peine R, Bail H, Südkamp N, Weiler A (1999) **Initial Fixation Strength of Modified Patellar Tendon Grafts for Anatomic Fixation in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.** Arthroscopy, Vol 15, No. 4:392-399

Hoffmann R, Weiler A, Helling HJ, Krettek C, Rehm KE (1997). **Lokale Fremdkörperreaktion auf biodegradierbare Implantate.** Der Unfallchirurg 100:658-666

Hofmann C, Schädel-Höpfner M., Berns t, Sitter H, Gotzen L (2003) **Einfluss von Prozessierung und Sterilisation auf die Festigkeit von Pins aus boviner Tibiakompakta** Unfallchirurg 106:6 / June 103: 478-482

Höher J, Livesay G, Ma C, Withrow J, Fu F, Woo S (1999) **Hamstring graft motion in the femoral bone tunnel when using titanium button/polyester tape fixation.** Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc 7:215-219

Höher J, Sakane M, Vogrin T, Withrow J, Fu F, Woo S (1998) **Viskoplastische Elongation eines gevierfachen Semitendinosussehnenkonstrukts mit Tape- und Fadenfixierung unter zyklischer Belastung.** Arthroscopie 11:52-55

Höher J, Tiling T (2000) **Differenzierte Transplantatauswahl in der Kreuzbandchirurgie.** Der Chirurg 71:1045-1054

Honl M, Carrero V, Hille E, Schneider E, Morlock M (2002) **Bone-Patellar Tendon-Bone Grafts for Anterior Loading and Cyclic Submaximal Tensile Loading.** Am J Sports Med 30, No. 4:549-557

Ishibashi Y, Toh S, Okamura Y, Sasaki T, Kusumi T (2001) **Graft incorporation within the tibial bone tunnel after anterior cruciate ligament reconstruction with bone-patellar tendon-bone autograft.** Am J Sports Med Vol 29(4):473-479

Jackson D, Grood E, Goldstein J, Rosen M, Kurzweil P, Cummings J (1993) **A comparison of patellar tendon autograft and allograft used for anterior cruciate ligament reconstruction in the goat model.** Am J Sports Med 1993; 21: 176-185.

Jacobson K (1977) **Osteoarthritis following insufficiency of the cruciate ligament in man.** Acta Orthop Scand 48:520-526

Jaureguito JW, Paulos LE (1996) **Why grafts fail.** Clin Orthop Rel Res 325:25-41

Javinen M, Natri A, Laurila S., Kannus P. (1994), **Mechanisms of anterior cruciate ligament ruptures in skiing,** Knee Surg Sports Trauma Athros 1994 ; 2(4) 224-8

Johnson LL, van Dyk GE (1996) **Metal and biorabsorbable interference screws: Comparison of failure strength.** Arthroscopy 12:452-456

Jones KG (1963) **Reconstruction of the anterior cruciate ligament. A technique using the central one-third of the patellar ligament.** J Bone Joint Surg [Am] Juli 45:925-932

Jones KG (1970) **Reconstruction of the anterior cruciate ligament. A technique using the central one-third of the patellar ligament .** J Bone Joint Surg [Am] Juni 52 (4):838-840

Kocabay Y, Klein S, Nyland J, Caborn D (2003) **Tibial fixation comparison of semitendinosus-bone composite allografts fixed with bioabsorbable screws and bone-patella tendon-bone grafts fixed with titanium screws.** Knee Surg Sports Traumatol Arthrosoc. 4:612-36

Kousa P, Järvinen T, Kannus P, Järvinen M (2001) **Initial Fixation Strength of Biabsorbable and Titanium Interference Screws in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.** Am J Sports Med 29, No. 4:420-425

Keira M, Yasuda K, Yamamoto N, Hayashi K. (1996) **Mechanical properties of the anterior cruciate ligament chronically relaxed by elevation of the tibial insertion.** J Orthop Res 1996; 14: 157-166.

Kurosaka M, Yoshiya S, Andrich JT (1987) **A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction .** Am J Sports Med 15(3):225-9

Lajtai G, Schmiedhuber G, Unger F, Aitzmuller G, Klein M, Noszian I, Orthner E (2001) **Bone tunnel remodelling at the site of biodegradable interference screws used for anterior cruciate ligament reconstruction: 5-year follow-up.** Arthroscopy 17(6):597-602

Lam SJS (1968) **Reconstruction of the anterior cruciate ligament using Jones procedure and its Gysus hospital modification.** J Bone Joint Surg [Am] 50:1213-1224

Lam J, Poon A, Ko P, Ko Y, Tsang W (2001) **Modified Cross-Pin Femoral Fixation Using Long Needles, Polydioxanone Suture, and Traction Suture for Hamstring Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.** Arthroscopy 17, No. 3:324-328

Lambert K (1983) **Vascularized patellar tendon graft with rigid internal fixation for anterior cruciate ligament insufficiency.** Clin Orthop 172:85-89

Laprell H, Stein V (2001) **Der Ersatz des vorderen Kreuzbands mit Patellarsehne.** Osteosynthese International 9:2-8

Lembeck B, Wulker N (2004) **Severe cartilage damage by broken poly-L-lactic acid (PLLA) interference screw after ACL reconstruction.** Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Nov. 11 [Epub ahead of Print]

Lobbenhofer P, Tscherne H (1993) **Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes. Heutiger Behandlungsstand.** Unfallchirurg 96:150-168

Macdonalds P, Arnej S (2003) **Bioabsorbable screw presents as a loose intra-articular body after anterior cruciate ligament reconstruction.** Arthroscopy 19(6):E22-24

Magen HE, Howell SM, Hull ML (1999) **Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts.** Am J Sports Med 27:35-43

Mahirogullari M, Oguz Y, Ozkan H (2006) **Reconstruction of the anterior cruciate ligament using bone-patellar tendon-bone graft with double biodegradable femoral pin fixation.** Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Jan 13:1-8

Mariani P, Camillieri G, Margheritini F (2001) **Transcondylar Screw Fixation in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.** Arthroscopy 17, No. 7:717-723

Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS (1990) **Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique.** J Bone Joint Surg A 72: 557-567

Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Cha CW, Fineman GA, Slaughterbeck JL (1996) **Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with patellar ligament allograft. Part II: Forces in the graft compared with forces in the intact ligament.** J Bone Joint Surg (A)78:1728-1734

McDaniel J, Dameron TB (1980) **Untreated ruptures of the anterior cruciate ligament. A follow-up study.** J Bone Joint Surg 62 (A):696-704

Marshall JL, Olsson SE (1971) **Instability of the knee. A long-term experimental study in dogs.** J Bone Joint Surg 53 (A):1561-1570

Noyes FR, Mooar PA, Matthews DS, Butler DL (1983) **The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part I: the long-term functional disability in athletically active individuals.** J Bone Joint Surg 65 A (No.2): 154-162

Noyes FR, Butler DL, Grood ES (1984) **Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions.** J Bone Joint Surg A 66:344-352

Ng G, Oakes B, Deacon O, McLean I, Lampard D (1995) **Biomechanics of patellar tendon autograft for reconstruction of the anterior cruciate ligament in the goat: Three-year study.** J Orthop Res 1995; 602-608.

Papageorgiou CD, Ma CB, Abramowitch SD, Clineff TD, Woo SL (2001) **A multidisciplinary study of the healing of an intrarticular anterior cruciate ligament graft in a goat model.** Am J Sports Med 29(5):620-626

Paulos LE, Butler DL, Noyes FR, Grood ES (1983) **Intra-articular cruciate ligament reconstruction. Part II: Replacement with vascularized patellar tendon.** Clin Orthop 172:78-84

Pässler und Höher (2004) **Intraoperative Qualitätskontrolle bei der Bohrkanaalplatzierung zum vorderen Kreuzbandersatz.** Unfallchirurg 107:263-272

Pelker RR, Friedlaender GE (1987) **Biomechanical aspects of bone autografts and allografts.** Orthop Clin North Am Vol. 18, 2:235-239

Pena F, Grontvedt T, Brown G, Aune A, Engebretsen L (1996) **Comparison of Failure Strength Between Metallic and Absorbable Interference Screws.** Am J Sports Med 24, No. 3:329-334

Pfuhler ST, Poth A, Hoechst M (1999) **Cell growth analysis via BCA-staining with an extract of Totoplast processed compact bovine bone-sterile.** BSL Bioserve Project Report No.:990325

Rodeo SA, Arnoczky SP, Torzilli PA (1993) **Tendon-healing in a bone tunnel. A biomechanical and histological study in the dog.** J Bone Joint Surg 75A:1795-1803

Röpke M, Becker R, Urbach D, Nebelung W (2001) **Semitendinosussehne vs. Ligamentum patellae.** Unfallchirurg 104:312-316

Ruiz AC, Kelly M, Netta RV (2002) **Arthroscopic ACL reconstruction:a 5-9 year follow-up.** (2002) Sep. 9(3):197-200

Rupp S, Seil R, Kohn D, Müller B (2000) **The influence of avascularity on the mechanical properties of human bone-patellar-tendon-bone grafts.** J Bone Joint Surg Br Vol. 82:1059-1064

Rupp S, Hopf T, Hess T, Seil R, Kohn DM (1999) **Resulting tensile forces in the human bone-patellar tendon-bone graft: direct force measurement in vitro.** Arthroscopy: 179-184

Rowden N, Sher D, Rogers G, Schindhelm K (1997) **Anterior cruciate ligament graft fixation - Initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers.** Am J Sports Med 1997; 25: 472-478.

Scham SM (1968) **Capital femoral epiphysiolysis treated by plugging with cortical beef bone.** Acta Orthop Scand 39(2):171-181

Schatzmann L, Brunner P, Stäubli HU (1998) **Effect of cyclic preconditioning on the tensile properties of human quadriceps tendons and patellar ligaments.** Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 6:56-61

Schäfer H, Hempfling H (1995) **Arthographie und Arthroskopie des Kniegelenks.** Gustav-Fischer Verlag, Stuttgart,Jena, New York

Scheffler S, Südkamp N, Göckenjan A, Hoffmann R, Weiler A (2002) **Biomechanical Comparison of Hamstring and Patellar Tendon Graft Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Techniques: The Impact of Fixation Level and Fixation Method Under Cyclic Loading.** Arthroscopy 18, No. 3:304-315

Schiavone P, Milano G, Luicania L, Briciani C (1997) **Graft healing after anterior cruciate ligament reconstruction in rabbits.** Clin Orthop 1997:203-212

Seil R, Rupp S, Krauss P, Benz A, Kohn D (1998) **Comparison of Initial Fixation Strength Between Biodegradable and Metallic Interference Screws and a Press-Fit Fixation Technique in a Porcine Model.** Am J Sports Med 26, No. 6:815-819

Seiler H, Reichstein K (1996) **Allogener Ersatz des vorderen Kreuzbandes. 2-Jahres Ergebnis bei Problempatienten.** Arthroskopie 9:252-257

Shafer BL, Simonian PT (2002) **Broken poly-L-lactic acid interference screw after ligament reconstruction.** Arthroscopy 18, No. 7:E35

Shelbourne KD, Klotzwyk TE, Wilckens JH, De Carlo MS (1995) **Ligament stability two to six years after anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft and participation in accelerated rehabilitation programm.** Am J Sports Med 23:575-579

Simonian PT, Levine RE, Wright TM, Wickiewicz TL, Warren RF (2000) **Response of hamstring and patellar tendon grafts for anterior cruciate ligament reconstruction during cyclic tensile loading.** AM J Knee Surg Vol. 13 (1): 8-12

Stähelin AC, Weiler A, Rüfenacht H, Hoffmann R, Geissmann A, Feinstein R (1997) **Clinical degradation and biocompatibility of different bioabsorbable interference screws: report of six cases.** Arthroscopy 13:238-244

Stäubli HU, Schatzmann L, Brunner P, Rincon L, Nolte LP (1996) **Quadriceps tendon and patellar ligament: cryosectional anatomy and structural properties in young adults.** Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy: 100-110

Steiner M, Hecker A, Brown C, Hayes W (1994) **Anterior Cruciate Ligament Graft Fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts.** Am J Sports Med 22, No. 2: 240-247

Tegnander A, Engebretsen L, Bergh (1994) **Activation of the complement system and adverse effects of biodegradable pins of polylactic acid (Biofix) in osteochondrosis dissecans.** Acta Orthop Scand 65:472-475

Tomita F, Yasuda K, Mikami Schraube, Sakai T, Yamazaki Schraube, Tohyama H (2001) **Comparison of intraosseous graft healing between the double flexor tendon graft and the bone-patellar-tendon-bone graft in anterior cruciate ligament reconstruction.** Arthroscopy 17:461-476

Verth z. (1933) Verh Dtsch Oth. Ges. 27:269-271

Weiler A, Peine R, Pashmineh-Azar A, Abel C, Sudkamp Np, Hoffmann RF (2002) **Tendon healing in bone tunnel. Part I: Biomechanical results after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in a sheep.** Arthroscopy Vol 18, 2:113-123

Weiler A, Scheffler S, Höher J (2002) **Transplantatauswahl für den primären Ersatz des vorderen Kreuzbandes.** Der Orthopäde 31:731-740

Weiler A, Windhagen H, Raschke M, Laumeyer A, Hoffmann R. (1998) **Biodegradable Interference Screw Fixation Exhibits Pull-Out Force and Stiffness Similar to Titanium Screws.** Am J Sports Med 26, No. 1:119-128

Weiler A, Hoffmann RF, Stähelin AC, Helling HJ, Südkamp NP (2000) **Biodegradable implants in sports medicine: the biologic base.** Arthroscopy 2000;16:305-321

Weimann A, Zantop T, Rummler M, Hassenpflug J, Petersen W (2003) **Primary stability of bone-tendon-patellar-bone graft fixation with biodegradable pins.** Arthroscopy 19(10):1097-102

Werner A, Wild A, Ilg A, Krauspe R (2002) **Secondary intra-articular dislocation of a broken bioabsorbable interference screw after anterior cruciate ligament reconstruction.** Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 10, No. 1:30-2

Wilhelm A. (1963) **Navicularbolzung.** Chirurg 34:29

Woo S, Hollis M, Adams D, Lyon R, Takai S (1991) **Tensile properties of the human femur anterior cruciate ligament-tibia complex.** Am J Sports Med 19, No. 3:217-225

Yamanaka M, Yasuda K, Tohyama H, Nakano H, Wada T. (1999) **The Effect of Cyclic Displacement On the Biomechanical Characteristics of Anterior Cruciate Ligament Reconstructions.** Am J Sports Med 27, No. 6:772-777

Yoshiya S, Nagano M, Kurosaka M, Muratsu H, Mizuno K (2000) **Graft healing in the bone tunnel in anterior cruciate ligament reconstruction.** Clin Orthop Res 376:278-286

Zantop T, Weimann A, Rummler M, Hasenpflug J, Petersen W (2004) **Initial fixation strength of two bioabsorbable pins for the fixation of hamstring grafts compared to interference screw fixation: single cycle and cyclic loading.** Am J Sports Med 32, No. 3:641-9

Zantop T, Welbers B, Weimann A, Rummler M, Hedderich J, Musahl V, Petersen W (2004) **Biomechanical evaluation of a new cross-pin technique for the fixation of different sized bone-patellar tendon-bone grafts.** Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 12 (6):520-527

Zantop T, Rummler M, Weimann A, Welbers B, Welbers B, Langer M, Petersen W (2005) **Cyclic loading comparison between biodegradable interference screw fixation and biodegradable double cross-pin fixation of human bone-patellar tendon-bone grafts.** Arthroscopy Vol 21(8):934-941

7. Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
a.e.	am ehesten
bzw.	beziehungsweise
BPTB	Bone-Patellar-Tendon-Bone
ca.	circa
CB-Pins	Complete Biological Pins
et al.	et alii, et aliae, et alia
FC	Frontcross-Technik
ggf.	gegebenenfalls
max.	maximale
min.	minimale
mittl.	mittlere
mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
M.	Musculus
N	Newton
N/mm	Newton pro Millimeter
o.g.	oben genannt
PGA	Poly-glycin-acid
PLA	Poly-lactid-acid
ST	Semitendinosus
SM	Semimembranosus
s.o.	siehe oben
s.u.	siehe unten
Tab.	Tabelle
TC	Transcross-Technik
TCP	Tri-Calcium-Phosphat
u.a.	unter anderem
VKB	vorderes Kreuzband

8. Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abb. 1	Übersicht der getesteten Pins
Abb. 2	porcine Testpräparate
Abb. 3	Zielgerät
Abb. 4	Universalprüfmaschine und Versuchsaufbau
Abb. 5	Versuchsaufbau zur isolierten BPTB-Transplantat Testung
Abb. 6	Exemplarische Kraft-Weg Kurve isoliertes BPTB-Transplantat
Abb. 7	Versuchsaufbau zur Bestimmung d. Bruchfestigkeit der CB-Pins im simulierten Frontcross-Belastungsversuch
Abb. 8	exemplarische Kraft- Weg Kurve CB-Pins
Abb. 9	Balkendiagramm zur Bruchfestigkeit der CB-Pins
Abb. 10	Balkendiagramm zur Steifigkeit der CB-Pins
Abb. 11	Abbildung Bruchmodus CB-Pins
Abb. 12	Abbildung Bruchmodus CB-Pins
Abb. 13	Transcross -Technik mit zwei CB3-Pins
Abb. 14	Frontcross -Technik mit einem CB4- bzw. CB5-Pin
Abb. 15	Kraft-Weg Kurve Transcross -Technik zwei CB3-Pins
Abb. 16	Kraft-Weg Kurve Front-Cross-Technik mit CB4-Pin
Abb. 17	Kraft-Weg Kurven Front-Cross-Technik CB5- Pin
Abb. 18	Balkendiagramm der max. Versagenslast der Gruppen A, B und C
Abb. 19	Zyklisches Belastungsschema
Abb. 20	Messsystem zur Knochenblockbewegung
Abb. 21	Maximaler Traversenweg unter zyklischer Belastung
Abb. 22	Bewegung im Knochenblockelement bei zyklischer Belastung
Abb. 23	max. Versagenslast Gruppen A, B und C nach zyklischer Belastung
Tabelle 1	Maximale Versagenslast und Versagensmodus isolierte BPTB-Transplantate
Tabelle 2	Traversenweg bis zum Versagen der CB4- und CB5-Pins
Tabelle 3	Versagensmodus CP-Fixationen Gruppe A,B und C

9. Curriculum vitae

Persönliche Daten:

Name:	Jorda
Vorname:	Daniel
Anschrift:	Stübbener Str. 17 42719 Solingen
Geburtsdatum:	13.06.1975
Geburtsort:	Solingen
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Konfession:	römisch-katholisch

Persönlicher Werdegang:

Schulbildung:

1982-1986 Grundschule Uhlandstrasse, Solingen

1986-1995 Humboldtgynasium Solingen

Juli 1995 Schulabschluss mit der Allgemeinen Hochschulreife

Ersatzdienst:

1995-1996 Funktionsabteilung Kardiologie und Endoskopie,
Städtisches Krankenhaus Solingen

Hochschulbildung:

4/1997- 8/2002 Studium der Humanmedizin an der Philipps-
Universität Marburg

10/2002- 10/2003 Studium der Humanmedizin an der Universität zu Köln

Abgelegte Prüfungen:

8/1999 Ärztliche Vorprüfung

8/2000 1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

8/2002 2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

8/2003 3. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

Famulaturen und Praktika:

03/2000	Chirurgie, St. Lukas-Klinik, Solingen
03/2001	Innere Medizin, LKH Feldkirch (Österreich)
08/2001	Anästhesie, Dominikus KH Düsseldorf
09/2001	Allgemeinmedizin, Praxis Dr. Dahlmann, Solingen

Studienbegleitende Tätigkeiten:

Semesterferien	Pflegehelfer Städt. Klinikum Solingen
1999/2000	Advanced English Medical Course der Universität Marburg
1999/2000	Kurs der Transfusionsmedizin und Serologie
1999/2000	Reanimationskurse BLS und ALS

Praktisches Jahr:

10/2002- 02/2003	Zentrum für Innere Medizin am Klinikum Solingen
02/2003- 06/2003	Dept. of Surgery am King Edward Hospital, Durban (Südafrika)
06/2003- 10/2002	Klinik für Anästhesie und operative Intensivmedizin des Klinikums Solingen

Beruf:

01/2004- 10/2004	AiP im Helios Klinikum Wuppertal, Zentrum für Anästhesie, operative Intensivmedizin, Notfallmedizin und Schmerztherapie
seit 10/2004	Weiterbildungsassistent

10. Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren in Marburg:

Arnold, Aumüller, Austermann, Barth, Basler, Bauhofer, Baum, Bien, Boudriot, Celik, Cetin, Christiansen, Czubayko, Daut, Eissele, Elsässer Engel, Feuser, Fruhstorfer, Gemsa, Geus, Gotzen, Griss, Grzeschik, Happle, Hasilik, Hellinger, Herzum, Hesse, Himmelmann, Hoffmann, Hofmann, Hörsch, Joseph, Junge, Kaiser, Katschinski, Kern, Klenk, Klose, Koolmann, Krieg, Lang, Lennartz, Leppek, Löffler, Lorenz, Maisch, Mc Gregor, Moll, Moosdorf, Mueller, Oertel, Petermann, Pfab, Pfeiffer, Radsak, Ramaswamy, Renneberg, Rechzeh, Reichardt, Remschmidt, Renz, Richter, Röhm, Rosenow, Rothmund, Schachtschabel, Schäfer, Schneyer, Schuermann, Schulz, Schurek, Steiniger, Stief, Stiletto, Sturm, Vogelmeier, Vohland, Voigt, Wagner, Weihe, Werner, Westermann, Wichert, von, Wille, Wirth, Wulf und Zwioerek.

In Solingen: Voigt, Schirmer, Hofmann, Meyer, Busse, Hoffmeister, Lux, Heering

In Durban (Südafrika): Bhaila, Fatih, Sing, Burns

11. Danksagung

Die vorliegende Arbeit habe ich am Zentrum für operative Medizin der Philipps-Universität Marburg unter Leitung von Prof. Dr. L. Gotzen bis zu dessen Ausscheiden durchgeführt.

Danken möchte ich allen, die durch ihre freundliche Unterstützung zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Dank gilt:

Meinem Doktorvater Herrn Professor Dr. Leo Gotzen für die Bereitstellung des Themas dieser Arbeit. Besonderer Dank gilt weiterhin Herrn Prof. Dr. Steffen Ruchholtz, dem neuem Leiter der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Marburg, für dessen gutachterliche Betreuung der Arbeit.

Herrn Dr. Christian Hofmann, der als Leiter des unfallchirurgischen Labors des Klinikums der Philipps-Universität Marburg entscheidend die Planung, Durchführung und Organisation dieser Studie eingeleitet hat, sowie für seine Geduld bei der Erarbeitung des Themas und seinen jederzeit kompetenten und ausführlichen Rat. Auch nach seinem Ausscheiden stand er jederzeit für Fragen zur Verfügung und hat die praktische Arbeit der ganzen Biomechanik-Arbeitsgruppe weiterhin mit Engagement betreut.

Herrn Dr. Michael Schädel-Höpfner, der die Leitung des Labors von Herrn Dr. Christian Hofmann übernommen hat, und die kompetente Betreuung der praktischen Arbeit und des Labors bis zu seinem Abschied weiterführte.

Herrn Peter Zöfel für seine gründliche, allseits nette und humorvolle Einarbeitung in die Unwägbarkeiten der Statistikprogramme (SPSS) und die unermüdliche Hilfe bei Problemen. Ein großer Dank gilt weiterhin Fr. Heidrun Wittkowsky des Dekanats des Fachbereichs Medizin der Universität Marburg, ohne deren unermüdliche Unterstützung diese Arbeit nicht zu einem erfolgreichen Abschluss gekommen wäre.

Dr. Sven Scheffler aus dem Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie des Campus Charité Berlin und Dr. Roland Becker aus der Orthopädischen Universitätsklinik Magdeburg für manchen Hinweis und der Hilfe bei der Lösung von Problemen in der Methodik und am Versuchsmodell.

Dem gesamten Team der Feinmechanikwerkstatt des Klinikums der Philipps-Universität Marburg für die Anfertigung von Hilfsmitteln und die Unterstützung bei der Durchführung der biomechanischen Versuche.

Ganz besonderer Dank gilt weiterhin der Schlachtereier Tummel für die unerschöpfliche Unterstützung durch die Versorgung mit Schweinekniepräparaten, ohne die diese Arbeit nicht durchzuführen gewesen wäre, Frau Jutta Kunzendorf für die nette und hilfreiche

Unterstützung und natürlich den oben genannten Personen zusammen, sowie den anderen nicht namentlich genannten Mitarbeitern der Klinik für Unfall-, Wiederherstellungs- und Handchirurgie der Philipps-Universität Marburg für die kollegiale und freundschaftliche Arbeitsatmosphäre.

12. Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel:

„Tibiale Fixation des Patellarsehnentransplantates (BPTB) zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes in der Cross-Pin Technik mit biointegrablen CB-Pins“

am Zentrum für Operative Medizin der Philipps-Universität Marburg, Klinik für Unfall-, Wiederherstellungs- und Handchirurgie unter Leitung von Herrn Prof Dr. L. Gotzen bis zu dessen Ausscheiden ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- und ausländischen medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

13. Publikationen:

Teilaspekte der vorliegenden Arbeit wurden bisher in folgendem Publikationsorgan veröffentlicht:

Gotzen L, Jorda D, Strehl R

Cross-Pinfixation des Patellarsehnentransplantates zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes mit biointegrablen CB-Pins - Biomechanik und Operationstechnik
Akt Traumatol 2006; 36:72-77

Strehl R, Jorda D, Gotzen L

*A Biomechanical Evaluation of the Tibial Cross-Pin Fixation of the Bone-Patellar-Tendon-Bone Graft Using Biointegrable CB Pins:
An Experimental Study in Porcine Specimens*
Osteo Trauma Care 2007; 15:131-135

Marburg 2008,

(Daniel Jorda)

